

**STELLENWERT UND AUSSAGEKRAFT DER
KERNSPINTOMOGRAPHISCHEN NATIVDIAGNOSTIK
IM VERGLEICH ZUR KONTRASTMITTELUNTERSUCHUNG
BEI INTRAKRANIELLEN TUMOREN**

MARIA ANNA VALENTI

1988

Disbui. München





Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554827_0107

Aus der Radiologischen Klinik der Universität München
Vorstand Professor Dr.med. Dr.h.c. Josef Lissner

STELLENWERT UND AUSSAGEKRAFT DER KERNSPINTOMOGRAPHISCHEN
NATIVDIAGNOSTIK IM VERGLEICH ZUR KONTRASTMITTELUNTERSUCHUNG
BEI INTRAKRANIELLEN TUMOREN

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Maria Anna Valenti
aus
Pfaffenhofen a.d.Ilm
Jahr
1988

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Professor Dr.med. D. Hahn

.....

Mitberichterstatter: Professor Dr.med. Dr.h.c. J. Lissner

.....

Mitbetreuung durch den Dr. med. Bauer
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 21.04.1988

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

	Seite
1. <u>Einleitung</u>	1
2. <u>Literatur</u>	3
2.1 <u>Klassifikation intrakranieller Tumoren</u> (WHO-Klassifikation)	3
2.2 <u>Pathomorphologische Aspekte intrakranieller Tumoren</u> <u>und ihre bisherige kernspintomographische Diagnostik</u>	4
2.2.1 Astrozytome	4
2.2.2 Oligodendrogliome	6
2.2.3 Glioblastome	6
2.2.4 Akustikusneurinome	7
2.2.5 Tumoren der Meningen	8
2.2.6 Gefäßfehlbildungen	9
2.2.7 Hypophysenadenome	10
2.2.8 Sonstige Tumoren	11
3. <u>Methodik</u>	13
3.1 <u>Physikalische Grundlagen der Kernspintomographie (KST)</u>	13
3.2 <u>Kernspintomographisches Untersuchungsgerät</u>	15
3.3 <u>Kontrastmittelanwendung</u>	16
3.3.1 Pharmakologie und Pharmakokinetik	16
3.3.2 Applikationsweise	18
3.4 <u>Ablauf der kernspintomographischen Untersuchung</u>	19
3.5 <u>Auswerteverfahren</u>	20
3.5.1 Visuelle Auswertung	20
3.5.2 Quantitative Auswertung	20
3.6 <u>Befundsicherung</u>	23
4. <u>Eigene Untersuchungen</u>	24
4.1 <u>Vorbereitungen zur kernspintomographischen Untersuchung</u>	24
4.2 <u>Patientengut</u>	25
4.2.1 Auswahlkriterien	25
4.2.2 Untersuchtes Patientengut	26

5.	<u>Ergebnisse</u>	27
5.1	<u>Ergebnisse der visuellen Auswertung</u>	27
5.1.1	Astrozytome	27
5.1.2	Oligodendrogliome	30
5.1.3	Glioblastome	32
5.1.4	Akustikusneurinome	34
5.1.5	Tumoren der Meningen	35
5.1.6	Gefäßmißbildungen	38
5.1.7	Hypophysenadenome	39
5.1.8	Sonstige Tumoren	40
5.1.9	Zusammenfassung der visuellen Ergebnisse	45
5.2	<u>Ergebnisse der quantitativen Auswertung</u>	50
5.2.1	T1-Relaxationszeiten	53
5.2.2	T2-Relaxationszeiten	57
5.2.3	Signalintensitäten bei Anwendung vorwiegend Protonendichte-betonter Sequenzen	64
5.2.4	Signalintensitäten bei Anwendung vorwiegend T1-betonter Sequenzen vor und nach der KM- Applikation	66
6.	<u>Diskussion</u>	72
7.	<u>Zusammenfassung</u>	85
8.	<u>Bildlegende</u>	87
9.	<u>Literaturverzeichnis</u>	94
10.	<u>Lebenslauf</u>	113

1. Einleitung

Die Diagnostik intrakranieller Tumoren hat seit der Einführung moderner bildgebender Methoden eine bedeutende Wandlung erfahren. Der Röntgen-Computertomographie (CT) kommt dabei als nicht-invasiver Untersuchungsmethode verbunden mit hoher Sensitivität und Spezifität eine führende Rolle zu.

In jüngster Zeit steht mit der Kernspintomographie (KST) ein weiteres nicht-invasives Verfahren mit hoher Weichteilauflösung zur Verfügung. Dieses erstmals 1973 von P.C. Lauterbur (67) beschriebene Verfahren basiert auf magnetischen Kernresonanzphänomenen und verwendet im Gegensatz zur CT keine ionisierenden Strahlen, sondern starke Magnet- und Hochfrequenzfelder.

Bei fehlender Strahlenbelastung für den Patienten erwies sich die KST bei einer Vielzahl von Untersuchungen (9, 25) als Methode von bedeutendem diagnostischem Nutzen.

Bedingt durch die hohe Sensitivität, sowie durch die Möglichkeit der multiplanaren Schichtung, hat sich insbesondere die KST des Gehirns rasch als klinisch relevantes Verfahren durchgesetzt. Während der Nachweis und die Lokalisation von pathologischen, zerebralen Prozessen in der Mehrzahl der Fälle sicher erfolgen kann, bestehen bisweilen Schwierigkeiten in der artdiagnostischen Differenzierung (13, 22, 50).

Insofern war es naheliegend, den Versuch zu unternehmen, die relativ niedrige Spezifität der KST durch Applikation spezieller Kontrastmittel zu steigern, allerdings unter Aufgabe des nicht-invasiven Charakters der Untersuchung.

Klinische Erfahrungen bestehen derzeit nur mit dem paramagnetischen Kontrastmittel Gadolinium-DTPA, wobei über den Wert einer solchen Kontrastmittelgabe aufgrund geringer Fallzahlen noch keine sicheren Aussagen zu treffen sind.

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde die native KST unter Ausschöpfung aller zur Verfügung stehenden Meßverfahren mit der KST nach Applikation des paramagnetischen Kontrastmittels Gadolinium DTPA verglichen.

Zur weiteren Festlegung des Stellenwertes der Kontrastmittel-KST galt ein besonderes Augenmerk der genauen Ermittlung des diagnostischen Zugewinns durch die Kontrastmittelgabe und der Frage, ob dadurch der Einsatz paramagnetischer Kontrastmittel unter Aufgabe des nicht-invasiven Untersuchungscharakters zu rechtfertigen sei.

2. Literatur

2.1 Klassifikation intrakranieller Tumoren (WHO Klassifikation)

Die histologische Zuordnung der verschiedenen intrakraniellen Tumoren erfolgte nach der von Zülch (118) im Jahre 1979 verfaßten WHO-Klassifikation.

Diese allgemein verbindliche, wenn auch nicht ausnahmslos anerkannte Klassifikation fand insbesondere bei Untersuchungen mit bildgebenden Verfahren wie der CT und der Kernspintomographie weite Verbreitung und stellt derzeit die übliche Bezugsebene dar. Ein Überblick über die zugrunde liegenden Ordnungsprinzipien dieser Klassifikation soll durch die folgende Zusammenstellung der 12 differenzierten Tumorstammgruppen vermittelt werden.

1. Hirneigene Tumoren
2. Tumoren der Nervenhüllzellen
3. Tumoren der Meningen
4. Primär maligne Lymphome
5. Tumoren der Blutgefäße
6. Keimzelltumoren
7. Weitere Mißbildungstumoren und tumorartige Läsionen
8. Gefäßmißbildungen
9. Tumoren des Hypophysenvorderlappens
10. Lokale Ausbreitung regionaler Tumoren
11. Metastasen
12. Nicht-klassifizierte Tumoren

Eine weitere Unterteilung der einzelnen Tumorstammgruppen kann der WHO-Klassifikation nach Zülch (118) entnommen werden.



2.2 Pathomorphologische Aspekte intrakranieller Tumoren und ihre bisherige kernspintomographische Diagnostik

Zur Einführung in die Thematik der vorliegenden Studie folgt eine kurze Beschreibung der pathomorphologischen Charakteristika verschiedener intrakranieller Tumoren und eine Zusammenfassung bisheriger kernspintomographischer Untersuchungsergebnisse.

Dabei kommen verschiedene kernspintomographische Fachtermini zur Anwendung, die unter dem Gliederungspunkt 3 genauer definiert bzw. erklärt werden.

2.2.1 Astrozytome

Nach der WHO-Klassifikation handelt es sich bei den Astrozytomen um hirneigene Tumoren mit bevorzugt astrozytärer Zelldifferenzierung, da die vorherrschende Tumorzelldifferenzierung zur Tumorklassifikation herangezogen wird.

Häufig, in einem nicht systematisch untersuchten Prozentsatz, ist eine Tumorsubpopulation anderer Differenzierung vorhanden. Trotz inhomogenem zytologischem Befund werden diese Tumoren unter den Astrozytomen weiterhin geführt (118).

Sind in einem Tumor Astrozyten und Oligodendrozyten in gleichem Verhältnis vorhanden, so wird dieser Situation mit dem Ausdruck "Mixed Oligo-Astrocytoma" Rechnung getragen (118).

Astrozytome treten vorwiegend in den Großhirnhemisphären auf und werden der Zelldifferenzierung ihrer Tumoraströzyten entsprechend als fibrilläre, protoplasmatische oder gemistozytische Astrozytome unterschieden (118).

Bei mikroskopischer Betrachtung verfügen Astrozytome über eine diffuse oder auch solide Proliferationsart, die makroanatomisch zusammen mit herdförmigen Verdichtungen auftreten kann (58, 87).

Astrozytome können verschiedene Malignitätsgrade aufweisen. In Astrozytomen niedriger Malignität (WHO II) hat man histologisch geringe Zelldichte, Abwesenheit von Mitosefiguren und ein ruhiges Gewebsbild zu erwarten (58).

Bei anaplastischen Astrozytomen (WHO III) sind Zelldichte und Mitoserate hoch, das Gefäßnetz verdichtet und die Stoffwechselbeziehungen zwischen Tumor und dem Gefäßsystem so weit aus dem Gleichgewicht geraten, daß Kontrastmittel die Gefäßwände permeieren können (118).

Eine vorhandene Nekrosebildung ist ein weiterer Hinweis auf höhere Malignität, wobei die Relation zwischen erhaltenem Tumor und Nekrose außerordentlich asymmetrisch und innerhalb eines Tumors recht unterschiedlich sein kann (119).

Pilozytische Astrozytome kommen bevorzugt im Kleinhirn vor und weisen histologisch neben fusiformen Zellen häufig mikrozystische Veränderungen auf. Gefäßendothelproliferationen sind nicht ungewöhnlich, gelegentlich sind auch Verkalkungen nachweisbar.

Pilozytische Astrozytome gehören zu den langsam wachsenden, lokal infiltrierenden Tumoren und sind nach der WHO-Klassifikation dem Malignitätsgrad I zuzuordnen (118).

Kernspintomographisches Bild

Kernspintomographisch stellen sich Astrozytome unterschiedlicher Malignität auf SE-Bildern mit T1-Betonung hypointens, mit T2-Betonung hyperintens dar (115) und lassen sich nativ kaum vom umgebenden Ödemsaum differenzieren (11, 53).

Die Applikation von paramagnetischem Kontrastmittel führt bei Astrozytomen WHO II zu keiner Signaländerung, bei Astrozytomen WHO III zu einer Kontrastverstärkung solider Tumoranteile und damit zu einer verbesserten Differenzierung von Tumor und Ödem (32).

Nach Untersuchungen von Araki (4) beträgt die T1-Relaxationszeit für Astrozytome niederer Malignität 565 ± 80 msec und für Astrozytome höherer Malignität zwischen 661 und 1048 msec.

Neben der T1-Zeit weist auch die T2-Zeit bei der quantitativen Auswertung eine Verlängerung auf (25, 56).

2.2.2 Oligodendrogliome

Oligodendrogliome sind ebenso wie Astrozytome bevorzugt in den Großhirnhemisphären lokalisiert.

Histologisch lassen sich oft oligodendrozytenähnliche Zellen mit uniformen Kernen, klarem Zytoplasma und gut definierten Zellmembranen in honigwabenartiger Anordnung beschreiben (118).

Oligodendrogliome beinhalten überwiegend Oligodendrozyten, aber auch wesentliche Subpopulationen mit undifferenzierten Zellen sind beobachtbar (58).

Im Tumor und in der Peripherie des Tumors sind häufig Kalkkonkremente nachweisbar (118).

In Analogie zu den Astrozytomen kommen Oligodendrogliome in verschiedenen Malignitätsausprägungen vor und können bei hoher Malignität aus dem Zellbild äußerst schwierig diagnostizierbar sein (58).

Kernspintomographisches Bild

Kernspintomographisch kommen Oligodendrogliome WHO II auf T1-betonten SE-Bildern hypointens, auf T2-betonten SE-Bildern hyperintens zur Darstellung (1, 115) und ändern nach der Gabe von paramagnetischem Kontrastmittel ihre Signalgebung nicht (95, 97).

Die T1-Relaxationszeit beträgt nach einer Auswertung von Araki (4) 420 ± 32 msec.

2.2.3 Glioblastome

Die WHO-Klassifikation ordnet das Glioblastom als eigenständigen Tumortyp mit Subtypen den neuroepithelialen Hirntumoren unter (118).

Beim Glioblastom, das bevorzugt in den Großhirnhemisphären lokalisiert ist, handelt es sich um einen anaplastischen, hirneigenen Tumor. Erkennbare Zellpopulationen aus fusiformen Zellen, kleinen, wenig differenzierten Zellen oder nur pleomorphen Zellen sind in unterschiedlichen Kombinationen nachweisbar. (118).

Glioblastome können auch anscheinend höher differenzierte, ausgedehnte Tumoreareale umfassen oder im Extremfall, fast nur Nekrosen zeigen, denen ein ganz bescheidener Randsaum von erhaltenem Tumorgewebe anliegt (58). In der lebhaften Begleitproliferation des Gefäßsystemes mit Bildung von Gefäßknäueln vor allem in der Nähe von Nekrosezonen spiegelt sich die enge Beziehung zu Gefäßstrukturen wider (58).

Kernspintomographisches Bild

Glioblastome stellen sich bei der kernspintomographischen Untersuchung auf den T1-gewichteten SE-Bildern hypointens, auf den T2-gewichteten SE-Bildern hyperintens dar (38, 39) und können bei Anwendung T2-betonter Pulssequenzen in 1/3 der Fälle in soliden Tumor und Ödem differenziert werden (40).

Die Applikation von paramagnetischem Kontrastmittel führt zu einer Signalanhebung vitaler Tumoranteile und kann zu einer deutlichen Verbesserung der Gewebedifferenzierung beitragen (39, 92).

Die T1- und T2-Relaxationszeiten von Glioblastomen sind verlängert (25).

2.2.4 Akustikusneurinome

Neurinome (WHO: Neurilemmome) zählen zu den Tumoren der Nervenhüllzellen und nehmen ihren Ursprung an den Schwannschen Zellen, die mit der Markscheidenbildung im Bereich von peripheren Nerven befaßt sind (58).

Diese Tumoren können prinzipiell an allen intrakraniellen Nerven auftreten, besonders häufig sind sie als Akustikusneurinome im Kleinhirnbrückenwinkel zu beobachten (118).

Mikroskopisch handelt es sich bei Neurinomen um verdrängend wachsende, meist scharf begrenzte Tumoren von derber Konsistenz, die hin und wieder mit einer Zystenbildung, selten auch mit Nekrosen vergesellschaftet sind (118).

Nach der WHO-Klassifikation sind sie dem Malignitätsgrad I zuzuordnen, äußerst selten treten jedoch auch höher maligne Neurinome auf (118).

Kernspintomographisches Bild

Kernspintomographisch bilden sich Akustikusneurinome auf den T1-betonten SE-Aufnahmen hypointens, auf den T2-gewichteten SE-Bildern hyperintens ab (74, 76, 100).

Die Anwendung paramagnetischen Kontrastmittels führt zu einer ausgeprägten Kontrastmittelanreicherung und damit Signalintensitätszunahme vitaler Tumoranteile (35).

Akustikusneurinome weisen meist eine geringe Verlängerung der T1- und T2-Relaxationszeiten auf (22, 25, 78, 115).

2.2.5 Tumoren der Meningen

Meningeome kommen als typische Tumoren der Leptomeningen, insbesondere der Arachnoidea, bevorzugt parasagittal über der Konvexität, am Keilbein, in der Olfaktoriusrinne und vereinzelt in der hinteren Schädelgrube vor (62).

Diese derben, verdrängend wachsenden Tumoren weisen durchaus häufig eine schmale, kollagenfaserreiche Bindegewebskapsel auf (118).

Etwa 10 % aller Meningeome proliferieren, obschon sie eine Kapsel besitzen, zapfenförmig gegen das Hirngewebe, ohne daß dies einen Hinweis auf Malignität bedeutete (58).

Histologisch werden Meningeome vor allem nach unterschiedlichen Gewebetypen klassifiziert.

So ist das meningotheliomatöse Meningeom mit seinen wenig definierten Zellmembranen zu trennen vom fibroblastischen Meningeom, das durch eine umfangreiche, kollagene Faserbildung gekennzeichnet ist. Meningeome mit dicht stehenden Psammomkörnern und einem nur kleinen Anteil an meningealen Zellelementen werden als psammomatöse Meningeome bezeichnet (118). Von diesen verschiedenen Meningeomvarianten sollte man das Hämangioperizytom unterscheiden, das als Weichteiltumor auch in anderen Körperregionen vorkommt.

Das Hämangioperizytom ist mit einer hohen Rezidiv- und Metastasenquote belastet, nur ausnahmsweise ist es benigne wie die oben genannten Meningeome (58).

Kernspintomographisches Bild

Kernspintomographisch bilden sich Meningeome bei T1- und T2-Gewichtung der Aufnahmen mit iso- oder minimal hyper- bzw. hypointenser Signalgebung ab (78, 117).

Meningeome besitzen eine inhomogene Tumorstrukturierung, die Zimmerman (117) als "Mottling" bezeichnet, und in 66 % der Fälle einen charakteristischen hypointensen Tumorrandsaum.

Nach der Applikation von Kontrastmittel zeigen vitale Tumoranteile bei der kernspintomographischen Untersuchung eine deutliche Signalanhebung (10, 32).

Die quantitative Auswertung ergibt für Meningeome eine T1-Zeit zwischen 360 und 545 msec (4) und eine geringe Verlängerung der T2-Zeit gegenüber normalem Hirngewebe (25, 78).

2.2.6 Gefäßfehlbildungen

Intrakranielle Gefäßtumoren wie arteriovenöse Angiome und Kavernome verhalten sich mißbildungsähnlich und weisen außerordentlich selten eine Proliferationstendenz auf (87).

Ihre neurologische Symptomgebung wird bedingt durch ihre raumfordernde Wirkung, die besonders ausgeprägt ist bei auftretenden intrakraniellen Blutungen.

Für angiomartige arteriovenöse Mißbildungstumoren gilt, daß sie sich histologisch aus abnormen Arterien bzw. Venen zusammensetzen und keine wesentliche Bindegewebsproliferation als Reaktion auf Sickerblutungen zeigen (118).

Mit Kalkinkrustationen ist nicht sicher zu rechnen, diese treten gehäuft in den fibrotisch veränderten Gefäßwänden kavernöser Angiome auf (87).

Kavernöse Angiome findet man häufig in den Großhirnhemisphären, den Stammganglien sowie in der Brücke.

Sie lassen sich makroanatomisch als blaurote Knötchen vom umgebenden Hirngewebe scharf abgrenzen (94).

Kernspintomographisches Bild

Arteriovenöse Angiome mit unverminderter Blutflußgeschwindigkeit stellen sich auf den kernspintomographischen Bildern bei T1- und T2-Betonung hypointens bzw. signalfrei dar (9, 5, 64).

Eine Verlangsamung bzw. Stase des Blutflusses führt zu einer Signalintensitätszunahme auf T1- und T2-betonten SE-Bildern (84).

Auf T2-betonten Bildern kann eine Zone erhöhter Signalintensität in der Umgebung eines Angiomes auf ein ischämisch-zytotoxisches Ödem hinweisen (9).

Weitergehende Untersuchungen sind in der vorliegenden Literatur nicht beschrieben.

2.2.7 Hypophysenadenome

Hypophysenadenome sind intrasellär im Bereich der Adenohypophyse oder unter Umständen auch suprasellär in der Pars infundibularis gelegene Tumoren der Adenohypophyse.

Die vereinfachende Unterteilung der Tumoren nach ihrem Färbeverhalten in azidophile, basophile und chromophobe Hypophysenadenome, wie sie auch in der WHO-Klassifikation berücksichtigt ist, wird allmählich verlassen zugunsten der Identifizierung von produziertem Hormon (118, 58).

Kernspintomographisches Bild

Kernspintomographisch stellen sich Hypophysenadenome auf den T1-betonten SE-Bildern uneinheitlich, auf den T2-gewichteten SE-Bildern mit hyperintenser Signalgebung dar (69, 77).

Sie zeigen nach der Injektion von Kontrastmittel regelmäßig eine starke Signalanhebung (40).

Die T1- und T2-Zeiten von Hypophysenadenomen sind denen von normalem Hirngewebe sehr ähnlich (77), die T1-Relaxationszeit beträgt nach Ergebnissen von Araki (49) 764 ± 80 msec.

2.2.8 Sonstige Tumoren

Unter dieser Gruppe sind intrakranielle Tumoren zusammengefaßt, bei denen im Rahmen dieser Studie keine größere Beobachtungsserie vorliegt.

2.2.8.1 Germinome

Germinome kommen als Keimzelltumoren von primär extragonadalem Sitz intrakraniell bevorzugt in der Pinealis und der suprasellären Region vor (118).

Histologisch weisen Germinome große, sphäroidale Zellen auf, die von entsprechenden Zellen in testikulären Seminomen und ovariellen Dysgerminomen nicht unterschieden werden können (118).

Des weiteren gehören außerordentlich umfangreiche Lymphozyteninfiltrate zum Erscheinungsbild dieser Tumoren (118).

Kernspintomographisches Bild

Kernspintomographisch stellen sich Germinome auf T1- und T2-betonten SE-Bildern nahezu isointens zum umgebenden Hirngewebe dar (60).

Verkalkungen können aufgrund eines Signalausfalles vermutet werden, embryonale Zellelemente führen gelegentlich zu einer T1- und T2-Zeitverlängerung (60).

Angaben über den Einsatz von Kontrastmittel liegen in der verfügbaren Literatur nicht vor.

2.2.8.2 Metastasen

Metastasen treten als sekundäre Hirntumoren durch hämatogene Aussaat am häufigsten beim Bronchialkarzinom, beim hypernephroiden Nierenkarzinom und beim malignen Melanom auf (58).

Sie weisen bei lokaler Gewebedestruktion ein scharf begrenztes, raumersetzendes Wachstum auf und wirken erst durch die Initiierung eines perifokalen Ödemes raumfordernd (58).

Morphologisch sind Metastasen recht unterschiedlich aufgebaut, dem jeweiligen Primärtumor entsprechend erscheinen sie solide oder auch ungewöhnlich nekrosenreich (86).

Kernspintomographisches Bild

Kernspintomographisch imponieren Metastasen auf T1-betonten SE-Bildern mit verminderter Signalgebung, auf T2-betonten SE-Bildern mit hyperintenser Signalgebung (39, 83).

Bei T2-Gewichtung können in 1/3 der Fälle Tumor und perifokales Ödem differenziert werden (39).

Zahlreiche Autoren beschreiben nach der Applikation von paramagnetischem Kontrastmittel eine ausgeprägte, oft ringförmige Signalanhebung vitaler Metastasenbereiche und eine verbesserte Abgrenzung von Tumor, Ödem und Nekrose (10, 28, 39, 82, 92, 96, 97).

Bei der quantitativen Auswertung weisen Metastasen eine Verlängerung der T1- und T2-Relaxationszeiten auf (25), die T1-Zeit beträgt zwischen 605 und 693 msec (4).

2.2.8.3 Sarkoidose

Sarkoidose bezeichnet eine eigenständige, granulomatöse Erkrankung ungeklärter Ätiologie, die vorwiegend Thoraxorgane befällt und gelegentlich eine ZNS-Beteiligung aufweist.

Betroffen sind meist die Leptomeningen, bevorzugt suprasellär, seltener in den basalen Zisternen (84, 94).

Die miliaren Granulome bestehen vornehmlich aus Epitheloidzellen, ferner aus Histiozyten, Lymphozyten und Riesenzellen.

Diese nicht verkäsenden Granulome werden - sofern sie sich nicht zurückbilden - fibrotisch umgebaut (94).

In der verfügbaren Literatur sind keine kernspintomographischen Untersuchungen bei zerebraler Sarkoidose beschrieben.

3. Methodik

3.1 Physikalische Grundlagen

Der Atomkern des Wasserstoffes, dem häufigsten Element in biologischen Weichteilgeweben, besteht aus nur einem Proton, das mit dem Drehimpuls und einem magnetischen Moment zwei wichtige physikalische Eigenschaften besitzt.

Die normalerweise ungerichteten Drehimpulse ("Spins") und magnetischen Momente lassen sich durch das Anlegen eines äußeren Magnetfeldes ausrichten, so daß eine Grundmagnetisierung in Richtung des äußeren Magnetfeldes entsteht.

Diese geordneten Protonen können durch einen hochfrequenten Puls bestimmter Frequenz ausgelenkt werden und nehmen danach innerhalb weniger Millisekunden bis Sekunden unter Aussendung des kernmagnetischen Resonanzsignales den ursprünglichen Gleichgewichtszustand wieder ein.

Bei der kernspintomographischen Untersuchung bestimmen Art und Zeitabstände der Anregungspulse die verschiedenen Aufnahmeverfahren.

Bei der Spin-Echo (SE)-Pulsfolge, die in der vorliegenden Studie zur Anwendung kam, appliziert man einen Anregungspuls (90° oder $\pi/2$ Puls) und nach der halben Echozeit ($TE/2$) einen doppelt so starken Echopuls (180° oder Inversionspuls).

- T1-Relaxationszeit

Wird die Repetitionszeit (TR) der aufeinander folgenden Anregungspulse relativ kurz gewählt, so kann das Protonensystem zwischenzeitlich nicht mehr vollständig den ursprünglichen Gleichgewichtszustand einnehmen und das Resonanzsignal wird kleiner.

Die Zeitspanne bis zum Wiedererreichen des Gleichgewichtszustandes wird von der Spin-Gitter-Wechselwirkung folgender Gleichung entsprechend bestimmt:

$$S = S_0 \times (1 - \exp(-TR/T1))$$

S = Signalintensität

S_0 = Signalstärke zum Zeitpunkt 0

TR = Repetitionszeit

T1 = T1-Zeit = Spin-Gitter-Relaxationszeit

Das Resonanzsignal enthält bei einer schnellen Folge von Anregungspulsen Informationen über die Spin-Gitter-Wechselwirkungen.

Bei langer Relaxationszeit des untersuchten Substrates ist die Relaxation unvollständig, das Signal gering, bei kurzer T1-Zeit dagegen ist ein hohes Resonanzsignal zu verzeichnen (6).

- T2-Relaxationszeit

- Doppelecho

Bei kurzer Echozeit (TE) entspricht die Amplitude des Spin-Echos in etwa dem nach dem Anregungspuls emittierten Resonanzsignal. Bei TE-Verlängerung wird das Echo entsprechend der folgenden Gleichung exponentiell kleiner:

$$S = S_0 \times \exp(-2TE/T2)$$

T2 = T2-Zeit = Spin-Spin-Relaxationszeit

Bei langer T2-Zeit des Gewebes klingt das Echo langsam ab, das Signal bleibt relativ lange mit großer Intensität erhalten. Ist die T2-Relaxationszeit hingegen kurz, so nimmt die Signalintensität schnell ab (6).

- Mehrfachecho-Sequenz

Eine Möglichkeit Bilder mit starker T2-Gewichtung zu gewinnen, besteht in der Anwendung der SE Carr-Purcell-Meiboom-Gill-Sequenz. Diese setzt sich zusammen aus einem 90° Anregungspuls und 7 weiteren 180° Pulsen, die in einem zeitlichen Abstand von 30, 60, 90, 120, 150, 180, 210 und 240 msec appliziert werden (85).

- Protonendichte

Für Protonendichte-gewichtete Messungen können SE-Sequenzen mit einer langen Repetitionszeit herangezogen werden, geeignet erscheint vor allem die Sequenz SE TR/TE 4000/35 ms.

Zusammenfassend ist festzustellen, daß verschiedene Weichteilstrukturen bei der kernspintomographischen Untersuchung ein unter anderem von der Protonendichte abhängiges, unterschiedliches Signalverhalten zeigen (6).

Verschiedene Signalintensitäten und Relaxationszeiten beruhen auf molekularen und biochemischen Eigenschaften in Geweben mit unterschiedlichen Stoffwechselvorgängen (75).

Eine ausführliche Beschreibung physikalischer Grundlagen der Kernspintomographie ist im Rahmen der vorliegenden Arbeit jedoch nicht möglich, so daß diesbezüglich auf die einschlägige Literatur (z.B. 38, 67, 73) verwiesen werden muß.

3.2 Kernspintomographisches Untersuchungsgerät

Die kernspintomographischen Untersuchungen erfolgten an einem supraleitenden 6-Spulenmagneten bei einer Feldstärke von 0,35 Tesla (Magnetom^R, Siemens AG, Erlangen).

Die Untersuchungen wurden mit der vom Hersteller gelieferten Kopfspule bei einer Meßfeldgröße von 30 cm Durchmesser durchgeführt.

Die Bildmatrix umfaßte 256 x 256 Bildelemente, das räumliche Auflösungsvermögen betrug bei Verwendung der Kopfspule 1,4 mm x 1,4 mm.

Die Messungen erfolgten routinemäßig bei einer Schichtdicke von 10 mm mit 2 oder 4 Mittellagen und wurden für alle Sequenzen mit Ausnahme der Mehrfachecho-Sequenz als Mehrschichtaufnahmen angefertigt.

Die Untersuchungszeit für die verschiedenen Einzelmeßverfahren (T1- und T2-betonte SE-Sequenz, Protonendichte-betonte SE-Sequenz, Mehrfachecho-Sequenz) betrug zwischen 1 1/2 und 14 Minuten.

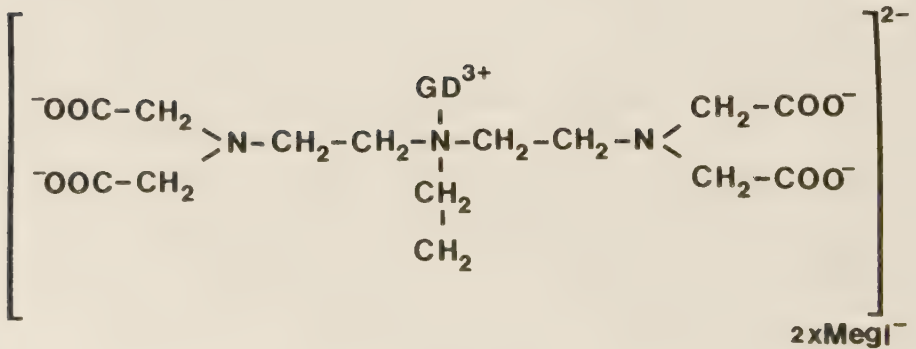
3.3 Kontrastmittelanwendung

In der vorliegenden Studie kam das bisher am meisten untersuchte, paramagnetisch wirksame Kontrastmittel Gadolinium-DTPA (Schering AG, Berlin) zur Anwendung. Zum Zeitpunkt der Untersuchungen befand es sich in der Phase III der klinischen Prüfung und war vom Bundesgesundheitsamt für den routinemäßigen, klinischen Einsatz nicht zugelassen.

3.3.1 Pharmakologie und Pharmakokinetik

- Chemische Eigenschaften

Gadolinium-DTPA besteht aus der wässrigen Lösung des Di-N-Methylglucaminsalzes des Dimethylentriaminpentaessigsäure-Komplexes mit Gadolinium, einem Element aus der Gruppe der seltenen Erden. Die Strukturformel des Komplexes wird wie folgt angenommen:



Die exakte stereometrische Anordnung der Seitenketten ist nicht bekannt, ähnelt aber vermutlich der anderer Metallchelat-Komplexe. Der Gadolinium-DTPA-Komplex stellt mit einer Dissoziationskonstanten kleiner als 10^{-20} eine äußerst stabile Verbindung dar.

Der pH des Kontrastmittels beträgt $7,2 \pm 0,2$.

- Wirkungsmechanismus

Die paramagnetische Eigenschaft des Komplexes wird bestimmt durch das Zentralatom Gadolinium, das 7 ungepaarte Elektronen auf der, bei chemischen Reaktionen nicht involvierten, inneren Elektronenschale trägt.

Gadolinium besitzt, wie andere paramagnetische Ionen, ein magnetisches Dipolmoment, das ca. 100 mal größer ist als das eines Wasserstoffprotons und baut deshalb lokal ein entsprechend größeres magnetisches Feld auf. Dadurch werden in der Umgebung befindliche Wasserstoffionen in ihren Relaxationszeiten beeinflusst.

Der Energietransfer zwischen angeregtem Atomkern und dessen Umgebung wird beschleunigt, die T1-Zeit verkürzt, was zu einer Signalanhebung Kontrastmittel anreichernder Areale führt (43).

- Pharmakokinetik

Der Lipid-Wasser-Verteilungskoeffizient beträgt für Gadolinium-DTPA -2,7 und beschreibt den außerordentlich hydrophilen Charakter. Eine Bestimmung der Kontrastmittelkonzentration 5 Minuten nach der Injektion von Gd-DTPA zeigt nach Untersuchungen von Strich (108) eine Korrelation mit der relativen Gewebepерfusion in Niere, Lunge, Herz, Leber und Milz.

Aufgrund der ausgeprägten Hydrophilie ist keine Bindung von Gadolinium-DTPA an Serumproteine meßbar.

Untersuchungen zur biologischen Halbwertszeit und zur Ausscheidung des Kontrastmittels weisen nach, daß die Kontrastmittelkonzentration 5 Minuten nach der Injektion bei Ratten nur noch 10 %, bei Kaninchen noch 20 % der applizierten Dosis beträgt (108, 111).

Für die weitere Abnahme der Kontrastmittelkonzentration wurde eine Halbwertszeit von 20 Minuten ermittelt (111). Die Elimination erfolgt vorwiegend renal, nach 3 Stunden können bereits 80 % des Kontrastmittels im Urin nachgewiesen werden.

- Nebenwirkungen

In der Literatur wird bisher weder über allergische, noch über andere Nebenwirkungen berichtet (8, 22, 28, 32, 96, 97, 107).

Spätfolgen sind aufgrund der schnellen Elimination unwahrscheinlich, derzeit aber nicht auszuschließen.

3.3.2 Applikationsweise

Die Applikation von Kontrastmittel erfolgte intravenös über eine liegende Verweilkanüle mit einer Injektionsgeschwindigkeit von 10 ml/min. Die Dosierung von Gadolinium-DTPA betrug 0,1 mmol KM/kg Körpergewicht bzw. entsprechend 0,2 ml KM/kg Körpergewicht.

Die indizierte Kontrastmittelmenge errechnete sich so in Abhängigkeit vom Körpergewicht des jeweiligen Patienten.

3.4 Ablauf der kernspintomographischen Untersuchungen

Das Untersuchungsprogramm für die einzelnen Patienten umfaßte jeweils folgende kernspintomographische Messungen:

- Nativ-Untersuchung
 - SE TR/TE 200/30 ms (Übersichtsaufnahme)
 - SE TR/TE 400/35,70 ms (T1-betonte Sequenz)
 - SE TR/TE 1600/35,70 ms (T2-betonte Sequenz)
 - SE TR/TE 1600/30,60,90,120,150,180,210,240 ms
(Mehrfachecho-Sequenz)
 - SE TR/TE 4000/20 bzw. 35 ms (Protonendichte-betonte Sequenz)
- Kontrastmitteluntersuchung
 - SE TR/TE 400/35,70 ms
 - SE TR/TE 1600/35,70 ms

Die Übersichtsaufnahme wurde stets in sagittaler Orientierung angefertigt und diente zur Festlegung der Koordinaten für die Meßebenen der nachfolgenden Untersuchungen.

Die Messungen erfolgten routinemäßig in transversaler Schnittführung, bei Prozessen im Bereich des Hirnstammes und der hinteren Schädelgrube zusätzlich sagittal und frontal.

Für T1- und T2-betonte SE-Bilder wurden identische Schichtorientierungen gewählt. Diese dienten als Basismessungen zur Berechnung von T1- und T2-Relaxationszeiten.

Bei 31 Patienten wurden zur Beurteilung des zeitlichen Verlaufes der Kontrastanhebung weitere T1-betonte Aufnahmen angefertigt.

3.5 Auswerteverfahren

3.5.1 Visuelle Auswertung

Bei der visuellen Auswertung der vorliegenden kernspintomographischen Bilder wurde die Lokalisation der Tumoren anatomisch zugeordnet und ihre maximale Ausdehnung in Zentimetern angegeben.

Die Signalgebung der pathologischen Prozesse wurde für T1- und T2- sowie für Protonendichte-betonte SE-Bilder beschrieben und im Vergleich zu normalem Hirngewebe als hypo-, iso- oder hyperintens bewertet. Tumöröse Prozesse, die unterschiedliche Signalabstufungen aufwiesen, wurden als Areale gemischter Signalgebung berücksichtigt.

Soweit möglich, wurden die verschiedenen Signalstrukturen mit entsprechenden, histopathologisch nachweisbaren Gewebebestandteilen wie Tumor und Nekrose korreliert.

Zur Beurteilung der Mehrfachecho-Aufnahmen konnte die Änderung der Signalintensität mit zunehmender Echozeit als Grundlage für die optische Trennung von Gewebequalitäten herangezogen werden.

Die Auswertung der kontrastverstärkten Untersuchung erfolgte in erster Linie anhand von T1-betonten SE-Bildern und berücksichtigte Ausdehnung und Form der Signalanhebung im Vergleich zu entsprechenden Nativaufnahmen sowie sich daraus ergebende Konsequenzen für die Gewebedifferenzierung.

3.5.2 Quantitative Auswertung

Die quantitative Auswertung abgespeicherter Meßdaten erfolgte an einer Auswerteeinheit (Evaluskop^R, Siemens AG, Erlangen) unter Anwendung der "Region of Interest" Technik.

Meßwerte wurden erhoben für normale Vergleichsgewebe wie graue Substanz, weiße Substanz, Liquor und für pathologische Gewebestrukturen wie Tumor, Ödem und Nekrose.

Folgende Relaxationszeiten bzw. Signalintensitäten wurden quantitativ ermittelt:

3.5.2.1 T1-Relaxationszeit (nativ)

Als Grundlage für die T1-Zeit-Messung dienten reine T1-Bilder, die rechnergestützt aus den SE-Messungen TP/TE 400/35 ms und TP/TE 1600/35 ms errechnet wurden.

3.5.2.2 T2-Relaxationszeiten (nativ)

- Doppielecho-Auswertung

Die T2-Zeit-Bestimmung erfolgte bei der Doppielecho-Auswertung anhand reiner T2-Bilder, die rechnergestützt aus den SE-Messungen TP/TE 1600/35 ms und TP/TE 1600/70 ms ermittelt wurden.

- 8-fach-Echo-Auswertung (Mehrfachecho-Auswertung)

Die Mehrfachecho-Auswertung basiert auf Signalintensitätsmessungen für verschiedene Gewebestrukturen aus allen 8 Echo-Bildern.

Der natürliche Logarithmus der gemessenen Signalintensitäten wurde gegen die entsprechenden Echozeiten aufgetragen.

Für die Maßwerte der Echozeiten von 30 bis 240 msec wurde eine Ausgleichsgerade angelegt, deren Steigung berechnet und gleich $(-1/T_2)$ gesetzt. Nach Umstellen der Gleichung war die Ermittlung des T2-Wertes möglich.

Diesem Rechenvorgang lag die Gleichung

$$S = S_0 \times (e^{-2 \cdot TE/T_2})$$

zugrunde, deren Umformung ein Proportionalitätsverhältnis zwischen dem natürlichen Logarithmus der Signalintensität und $(-TE/T_2)$ ergab.

(Vergleiche auch physikalische Grundlagen)

3.5.2.3 Signalintensitäten bei Anwendung vorwiegend Protonendichte-betonter Pulssequenzen

Zur Auswertung der Protonendichte-betonnten Messungen erfolgte die Bestimmung von Signalintensitäten für normale und pathologisch veränderte Hirnstrukturen.

Für jeden Patienten wurde ein Quotient aus der Signalintensität des Tumors (SI (TU)) und der Signalintensität für graue (GS) bzw. der weißen Substanz (WS) gebildet:

$$Q1 = \frac{SI (TU)}{SI (GS)}$$

$$Q2 = \frac{SI (TU)}{SI (WS)}$$

Diese Quotienten dienten dem interindividuellen Vergleich der Protonendichte-betonnten Meßwerte.

3.5.2.4 Signalintensitäten bei Anwendung T1-betonter Meßverfahren vor und nach i.v. Kontrastmittelapplikation

Die Signalintensitäten der T1-betonnten SE-Messungen wurden vor und nach der Gabe von Kontrastmittel für verschiedene pathologische Gewebsstrukturen erhoben und anhand des folgenden Quotienten in Relation zueinander gesetzt:

$$Q3 = \frac{SI (KM)}{SI (NATIV)}$$

Auf die Berechnung von T1- und T2-Relaxationszeiten nach der Applikation von Kontrastmittel wurde aufgrund der Änderung der Kontrastmittelkonzentration während der Messung verzichtet.

3.6 Befundsicherung

Die Befundsicherung der untersuchten tumorösen, zerebralen Prozesse erfolgte in 67 Fällen histologisch anhand des Operationspräparates oder bioptisch gewonnenen Materials.

2 arteriovenöse Angiome, die therapeutisch einer Embolisation zugeführt wurden, konnten aufgrund angiographischer Untersuchungsergebnisse eindeutig verifiziert werden.

Der computertomographisch und auch luftzisternographisch erhobene Verdacht auf ein Akustikusneurinom konnte in einem Falle kernspintomographisch nicht bestätigt werden. Der fehlende kernspintomographische Nachweis führte zu einem Verzicht auf jegliche weitere Therapie, so daß es gerechtfertigt erscheint, für diesen Patienten einen Normalbefund zu konstatieren.

4. Eigene Untersuchungen

4.1 Vorbereitungen zur kernspintomographischen Untersuchung

Die Patienten wurden am Tag vor der Untersuchung nach den unter 4.2.1 genannten Kriterien ausgewählt, über die Grundzüge der Studie und ihre freiwillige Teilnahme aufgeklärt.

Vor Untersuchungsbeginn erfolgte die Punktion einer Kubitalvene mit einer Verweilkanüle (Abbocath^R G18), die Entnahme von 20 ml Blut und die langsame Infusion isotoner Kochsalzlösung zur Offenhaltung des venösen Zugangs.

Für die KST-Untersuchung wurden die Patienten auf der Liege des Untersuchungsgerätes bequem gelagert, der Kopf mit Schaumstoffkissen in der Kopfspule fixiert.

Nach Beendigung der Nativuntersuchung wurde über die liegende Verweilkanüle das Kontrastmittel mit einer Geschwindigkeit von 10 ml/min injiziert, 1 bis 5 Minuten nach der Injektion wurden die Messungen fortgesetzt.

Nach Abschluß der KST-Untersuchung (Dauer insgesamt 80 bis 90 Minuten) wurden die Patienten nach eventuellen Nebenwirkungen befragt und zu weiteren Blutabnahmen einbestellt. Diese erfolgten 4, 24 und 48 Stunden nach Kontrastmittelgabe.

Im Anschluß an jede Blutabnahme wurde ein Blutausschrieb angefertigt, das restliche Blut bei 3500 U/min 10 Minuten lang zentrifugiert, das Serum abpipetiert und analysiert.

Alle Untersuchungen mit i.v. Kontrastmittelapplikation verliefen komplikationslos, Nebenwirkungen waren nicht zu verzeichnen.

Klaustrophobische Reaktionen, die eventuell einen Abbruch der Untersuchung bedingt hätten, traten nicht auf.

4.2 Patientengut

4.2.1 Auswahlkriterien

Untersucht wurden Patienten, bei denen computertomographisch der Verdacht auf einen tumorösen, intrakraniellen Prozeß bestand.

Zum Ausschluß jeglichen Risikos durch Wechselwirkungen mit dem Magnetfeld des Untersuchungsgerätes, wurde folgende Patientengruppe nicht kernspintomographisch untersucht:

- Herzschrittmacherträger
- Patienten mit intrakraniellen Metallteilen, deren ferromagnetische Eigenschaft nicht zweifelsfrei auszuschließen war.

Zum Zeitpunkt der Untersuchungen befand sich das Kontrastmittel Gadolinium-DTPA (Schering AG) in der Phase III der klinischen Prüfung mit im folgenden angeführten Ausschlusskriterien:

- Schlechter Allgemeinzustand
- Alter unter 21 Jahren
- Schwangerschaft
- Gesamtbilirubin im Serum über 1 mg%
- Serumkreatinin höher als 2,5 mg%

4.2.2 Untersuchtes Patientengut

Tabelle 1

Tumorhistologie	Patienten- anzahl (nativ)	Patienten- anzahl (KM)
Astrozytome		
WHO I	3	1
WHO II	9	4
WHO III	6	6
Oligodendrogliome		
WHO II	9	5
WHO III	2	2
Glioblastome	5	2
Akustikusneurinome	13	10
Meningeome		
meningotheliomatös	11	7
fibroblastisch	1	1
Hämangioperizytom	1	1
Gefäßfehlbildungen		
kavernöse Angiome	2	2
arteriovenöse Angiome	2	0
Hypophysenadenome		
azidophile H.	2	1
basophile H.	1	1
Germinom	1	1
Metastasen	1	1
Sarkoidose	1	1
Narbe	1	1
Arachnoidalzyste	1	1
Parasellärer Tumor	1	1
Normalbefund	1	1
Gesamtzahl	74	50

5. Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der visuellen Auswertung

5.1.1 Astrozytome

Untersucht wurden 18 Astrozytome (siehe Tabelle 4.2.2), von denen je 4 parietal sowie parietooccipital, 3 frontotemporal, je 2 im Bereich des Hirnstammes und im Lobus frontalis, je eines im Lobus occipitalis, im Lobus temporalis und in der Pons lokalisiert waren. Die Ausdehnung der Tumoren betrug zwischen 3 und 10 cm und führte in 5 Fällen zu einer Verlagerung der Mittellinienstrukturen.

Astrozytome WHO I

Das untersuchte Patientengut umfaßte 3 Astrozytome WHO I, die sich als Variante des pilozytischen Astrozytomes in Form von diffusen Gliomen im Bereich des Hirnstammes bzw. der Pons manifestierten.

Bei der kernspintomographischen Untersuchung stellten sich 2 pilozytische Astrozytome auf T1-betonten SE-Bildern hypointens, eines gemischt hypo- und hyperintens dar.

Auf den T2-betonten Bildern wiesen 2 Tumoren hyperintense, einer hypointense Signalgebung auf.

Die in einem Fall vorhandenen kleinzystischen Veränderungen und die Ausdehnung der untersuchten pathologischen Prozesse konnten exakt erfaßt werden, eine sichere Differenzierung von Tumor und Ödem war jedoch nicht möglich.

Die Mehrfachecho-Bilder brachten die Tumoren in 2 Fällen mit zunehmender Echozeit signalreicher zur Darstellung und ermöglichten bei kontrastreicher Befundabgrenzung keine Beschreibung zusätzlicher Strukturen.

Auf den in einem Falle angefertigten Protonendichte-betonten SE-Bildern konnte der signalreich dargestellte Tumor gut abgegrenzt werden.

Die Applikation von Kontrastmittel erfolgte in einem Fall und führte zu einer partiellen Signalanhebung des bereits nativ in seiner Ausdehnung vollständig erfaßten Tumors.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

In einem Fall mit i.v. KM-Applikation waren Tumorausdehnung und Lokalisation bereits exakt durch die Nativdiagnostik erkennbar. Die KM-Applikation ergab diesbezüglich keine zusätzlichen Informationen, zeigte jedoch aufgrund der partiellen Kontrastanhebung im Tumor eine Blut-Hirn-Schrankenstörung auf.

In Analogie zur bekannten KM-Aufnahme pilozytischer Astrozytome in der CT kann dies als zusätzlicher artdiagnostischer Hinweis gewertet werden.

Astrozytome WHO II

Auf den T1-betonten SE-Bildern kamen alle 9 Astrozytome WHO II hypointens zur Darstellung, auf den T2-gewichteten SE-Bildern imponierten 8 Tumoren mit hyperintenser Signalgebung, einer mit gemischt, hypo- und hyperintensen Bereichen.

Die Tumorausdehnung konnte in 7 Fällen bei unscharfer, in 2 Fällen bei scharfer Begrenzung gegen umgebendes Hirngewebe nachvollzogen werden (8. Abb. 7 a, b).

Bei Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz zeigte sich in den untersuchten 6 Fällen mit zunehmender Echozeit eine unterschiedlich stark ausgeprägte Signalintensitätszunahme dieser bereits primär inhomogenen Tumoren.

Die in 3 Fällen angefertigten Protonendichte-betonten SE-Bilder zeigten die Astrozytome WHO II als unscharf begrenzte, hyperintense Zonen mit inhomogener Strukturierung.

Trotz Anwendung dieser verschiedenen nativen Untersuchungsverfahren konnte anhand der kernspintomographischen Bilder keine gewebespezifische Differenzierung dieser inhomogenen Tumoren erfolgen.

Gadolinium-DTPA kam bei 4 Patienten zum Einsatz und bewirkte keine signifikante Kontraständerung der pathologischen Prozesse (8. Abb. 7 a, c).

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Eine Unterscheidung von Tumor und Ödem war weder im Rahmen der Nativdiagnostik noch nach KM-Gabe zu treffen.

Die fehlende Kontrastmittelanreicherung kann jedoch ähnlich wie in der CT als indirekter artdiagnostischer Hinweis auf ein Gliom niedriger Malignität gewertet werden.

Astrozytome WHO III

Alle untersuchten Astrozytome WHO III stellten sich auf den T1-betonten SE-Bildern mit verminderter Signalintensität dar.

Auf den T2-betonten SE-Bildern zeigten sich 5 Tumoren mit gemischter, hypo- und hyperintenser Signalgebung, ein Astrozytom war einheitlich hyperintens.

Die Differenzierung von Tumor und Ödem konnte in keinem Fall, die Unterscheidung von Tumor und Nekrose in 3 Fällen mit scharfer Abgrenzung, in 2 Fällen bei unscharfer Grenze erfolgen.

Die Mehrfachecho-Sequenz erlaubte in allen 6 Fällen eine Differenzierung liquider Tumoranteile, die bei kurzer Echozeit signalarm zur Darstellung kamen und mit jedem weiteren Echo an Signalintensität zunahmen. Tumor und Ödem hingegen stellten sich auf den frühen Echos hyperintens dar und konnten bei Verlängerung der Echozeit aufgrund der Signalintensitätsabnahme des Tumors und der Signalzunahme des Ödemes differenziert werden.

Bei Echozeiten von 150 bis 240 msec konnten der zentral liquide Bereich (Nekrose) und perifokales Ödem durch einen ringförmigen, signalarmen Tumorrandbezirk unterschieden werden.

Dieses Signalverhalten ließ eine Abgrenzung von Tumor und Ödem in den 5 Fällen, in denen beide Strukturen vorhanden waren, zu.

Auf den für 5 Patienten angefertigten Protonendichte-betonten SE-Bildern konnten die pathologischen Prozesse bei hyperintenser Signalgebung klar vom umgebenden Hirngewebe abgegrenzt werden. Die Trennung von Tumor und Nekrose war in 2 Fällen möglich, die Differenzierung von Tumor und Ödem in keinem Fall.

Nach der Applikation von Kontrastmittel konnte in 4 Fällen eine ringförmige, in je einem Fall eine fleckige bzw. girlandenförmige Kontrastmittelanreicherung des vitalen Tumors beschrieben werden. Die Abgrenzung

von Tumor und Nekrose war in allen Fällen möglich, Tumor und Ödem konnten in 5 Fällen differenziert werden, in einem Fall war kein Ödem vorhanden.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Die Unterscheidung von Tumor und Nekrose war anhand der T1- und T2-betonten SE-Bilder in 5 Fällen durchführbar, die Differenzierung von Tumor und Ödem jedoch in keinem Fall.

Die Mehrfachecho-Bilder erlaubten in allen Fällen eine prinzipielle Gewebedifferenzierung. Die kontrastverstärkten SE-Bilder zeigten eine schärfere und kontrastreichere Darstellung des Befundes, jedoch ohne eigentliche Mehrinformation im Vergleich zur Mehrfachecho-Diagnostik.

Die visuelle Signalanhebung nach Kontrastmittelanwendung ermöglichte eine Differenzierung von Tumorbereichen mit gestörter Blut-Hirn-Schrankenfunktion und konnte so neben der nachweisbaren Nekrosenbildung als Hinweis auf die hohe Malignität dieser Astrozytome gewertet werden.

5.1.2 Oligodendrogliome

11 Oligodendrogliome wurden kernspintomographisch untersucht, 3 Tumoren waren frontotemporal, je 2 Tumoren im Lobus frontalis und im Lobus temporalis, je ein Tumor frontoparietal, parietooccipital, im Lobus parietalis und im Bereich der Basalganglien lokalisiert. Die zwischen 4 und 10 cm großen Tumoren ließen in 2 Fällen eine Verlagerung der Mittellinienstrukturen erkennen und griffen in 5 Fällen in ihrem Wachstum auf die kontralaterale Hemisphäre über.

Oligodendrogliome WHO II

Alle 9 Tumoren waren auf den T1-betonten SE-Bildern als hypointense, unscharf begrenzte Zonen erkennbar. Auf den T2-betonten SE-Bildern ließen sich die hyperintens dargestellten Tumoren in 8 Fällen scharf, in einem Fall unscharf gegen das umgebende Hirngewebe abgrenzen. Die Strukturierung der hyperintens Areale konnte in 6 Fällen als homogen, in 3 Fällen als inhomogen bezeichnet werden.

Die Mehrfachecho-Aufnahmen zeigten in den untersuchten 5 Fällen eine inhomogene Signaländerung der Tumorbinnenstruktur bei zunehmender Echozeit, ließen jedoch keine eindeutige pathomorphologische Einordnung der Signalgebung zu.

Die für 5 Patienten angefertigten Protonendichte-betonten SE-Bilder stellten die Tumoren hyperintens dar und zeigten in 4 Fällen eine scharfe, in einem Fall eine unscharfe Begrenzung zum umgebenden Hirngewebe.

Die Applikation von Kontrastmittel erfolgte in 5 Fällen und führte in 4 Fällen zu keiner optisch faßbaren Kontraständerung.

In einem Fall war eine sehr diskrete, fleckige Signalanhebung erkennbar.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Kernspintomographisch konnten alle Oligodendrogliome bereits nativ nachgewiesen werden, der Einsatz von Kontrastmittel erbrachte eventuelle Zusatzinformationen allenfalls durch die Tatsache einer fehlenden Kontrastverstärkung (ähnlich wie bei Astrozytomen WHO II).

Oligodendrogliome WHO III

Auf den T1-betonten SE-Bildern stellte sich ein Oligodendrogliom WHO III homogen hypointens, ein zweites inhomogen hypointens mit angedeuteter Tumorrandstruktur dar.

Eine Differenzierung tumoröser, nekrotischer und ödematöser Anteile war bei der visuellen Auswertung nicht sicher durchführbar.

Die Mehrfachecho-SE-Bilder ermöglichten in einem Falle trotz deutlicher Signalzunahme der Raumforderung bei Verlängerung der Echozeit nur eine Abgrenzung gegen normales Hirngewebe, nicht jedoch eine Differenzierung von Tumor und Ödem.

Im zweiten Fall waren bei langer Echozeit die 3 Gewebestrukturen Tumor, Ödem und Nekrose trennbar:

Die zentrale Nekrose und das perifokale Ödem hoben sich mit hoher Signalintensität vom dazwischen gelegenen, signalärmeren Tumorsaum ab.

Das in einem Fall angefertigte Protonendichte-betonte SE-Bild zeigte die Raumforderung mit gemischter, hypo- und hyperintenser Signalgebung und ermöglichte bei insgesamt unscharfer Abgrenzung keine Differenzierung verschiedener Gewebequalitäten.

Nach der Injektion von Kontrastmittel war in den beiden untersuchten Fällen eine deutliche Signalanhebung vitaler Tumorbestandteile erkennbar.

In einem Falle zeigte die mäßig ausgeprägte, flächige Signalverstärkung die gesamte Ausdehnung des soliden Tumors auf und erlaubte eine Abtrennung ödematöser Bereiche.

Im zweiten Fall konnte nach der ringförmigen Kontrastmittelanreicherung des Tumors eine Gewebedifferenzierung in Tumor, Nekrose und Ödem erfolgen.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Die Gewebedifferenzierung anhand der nativen, T1- und T2-betonten Bilder war in den 2 untersuchten Fällen nicht sicher möglich.

Bei einem Patienten gelang die Unterscheidung von Tumor, Ödem und Nekrose durch Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz, in einem Falle war die Trennung von Tumor und Ödem als Zusatzinformation durch die KM-Applikation gegeben.

5.1.3 Glioblastome

Untersucht wurden 5 Glioblastome, die frontoparietal, frontotemporal, temporoparietal, im Lobus parietalis und im Lobus temporalis lokalisiert waren.

Die Tumorgroße betrug zwischen 3 und 8 cm, 3 der untersuchten Tumoren infiltrierten, in ihrem Wachstum die Mittellinie überschreitend, die kontralaterale Hemisphäre.

Glioblastome wiesen auf den T1-betonten SE-Bildern hypointense Signalgebung, auf den T2-gewichteten SE-Bildern in 2 Fällen hyperintense, in 3 Fällen gemischte, hypo- und hyperintense, Signalintensitäten auf.

Auf T2-betonten Abbildungen war bei 3 Patienten ein zentraler, liquider Bereich erkennbar, die Differenzierung von hyperintens dargestelltem Tumor und Ödem war in keinem Falle möglich.

Anhand der Mehrfachecho-Sequenz, die in 4 Fällen zur Anwendung kam, war in 3 Fällen eine Gewebedifferenzierung zu treffen:

Nekrose und Ödem nahmen mit zunehmender Echozeit an Signalintensität zu, der Tumor ließ sich auf den späten Echos als signalarme Ringstruktur zwischen Ödem und Nekrose nachweisen (8. Abb. 8 a).

In einem Fall konnten die inhomogenen Signalstrukturen bei langer Echozeit nicht weiter morphologisch zugeordnet werden.

Die in 2 Fällen angefertigten Protonendichte-betonten SE-Bilder zeigten die Raumforderung in einem Fall bei gemischt hypo- und hyperintenser Signalgebung, im zweiten Falle mit hyperintenser Signalintensität.

Eine Unterscheidung von Tumor, Ödem und Nekrose war in einem Fall sicher möglich und konnte im zweiten Fall wegen des ungünstigen Signal-Rausch-Verhältnisses nicht getroffen werden.

Die Applikation von Kontrastmittel führte für die beiden untersuchten Tumoren zu einer ringförmigen Signalanhebung und erlaubte eine eindeutige Differenzierung von Tumor, Ödem und Nekrose (8. Abb. 8 b, c, d).

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Der histopathologische Befund zeigte für die untersuchten Glioblastome neben soliden auch nekrotische und ödematöse Areale.

Die T1- und T2-betonten Aufnahmen erlaubten eine entsprechende Differenzierung von Tumor und Nekrose in 3 der 5 untersuchten Fälle, die Abgrenzung eines perifokalen Ödemsaußes jedoch in keinem Falle.

Die Möglichkeiten der Gewebedifferenzierung durch die Nativdiagnostik konnten durch den Einsatz der Mehrfachecho-Sequenz insbesondere bei der Trennung von Tumor und Ödem deutlich verbessert werden.

So war in 3 der untersuchten 4 Fälle mittels der Mehrfachecho-Sequenz eine vollständige Gewebedifferenzierung durchführbar.

In einem Fall jedoch konnte eine exakte Tumorabgrenzung und Gewebedifferenzierung nur durch die kontrastverstärkte KST getroffen werden.

5.1.4 Akustikusneurinome

13 im Kleinhirnbrückenwinkel lokalisierte Akustikusneurinome mit einer Ausdehnung zwischen 0,7 und 4 cm wurden kernspintomographisch untersucht. 2 dieser Akustikusneurinome wiesen einen intrakanalikulären Tumoranteil auf.

Die T1-betonten SE-Bilder brachten 11 Akustikusneurinome hypointens, je eines isointens und gemischt, hypo- und hyperintens zur Darstellung.

10 Akustikusneurinome bildeten sich auf den T2-gewichteten Aufnahmen mit hyperintenser, 3 mit isointenser Signalgebung ab.

Alle Tumoren konnten gegen die Umgebung abgegrenzt werden, in 2 Fällen waren liquide Tumorbestandteile sicher nachweisbar. Die Differenzierung von liquidem Nekrosebereich und umgebendem Tumorsaum war in einem Falle nicht durchführbar (8. Abb. 9 a).

Eine der 7 angefertigten Mehrfachecho-Untersuchungen konnte wegen ungeeigneter Schichtwahl nicht ausgewertet werden.

4 Akustikusneurinome ließen sich bei kurzer Echozeit auf den Mehrfachecho-Bildern hyperintens und unscharf, bei langer Echozeit jedoch nicht mehr sicher abgrenzen. Bei Echozeiten zwischen 150 und 240 msec waren in 2 Fällen vorhandene liquide Tumorbestandteile signalreich erkennbar, in einem Fall die Tumorabgrenzung allerdings nicht möglich (8. Abb. 9 c).

Die Protonendichte-betonten SE-Bilder wurden in 3 Fällen angefertigt und zeigten den Tumor in 2 Fällen unscharf umschrieben mit hyperintenser Signalgebung, in einem Fall gemischt, hyper- und hypointens, gut differenzierbar vom umgebenden Hirngewebe.

Paramagnetisches Kontrastmittel wurde bei 10 Patienten appliziert und bewirkte in ebensovielen Fällen eine visuell faßbare Signalverstärkung der Tumoren auf T1-betonten SE-Bildern.

Bei 8 Patienten kam es zu einer homogenen, bei je einem Patienten zu einer girlandenförmigen bzw. ringförmigen Kontrastmittelanreicherung. Die Abgrenzung der Tumoren gegen unverändertes Hirngewebe bzw. das Os petrosum war in allen Fällen erkennbar, die in 2 Fällen vorhandenen zystischen bzw. nekrotischen Tumoranteile konnten vom vitalen Tumorrandbezirk eindeutig unterschieden werden (8. Abb. 9 a, b, d).

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Prinzipiell war die Abgrenzung der Tumoren anhand T1- und T2-betonter SE-Bilder möglich, die Erweiterung der Nativdiagnostik um die Mehrfachecho-Sequenz führte zu keinerlei Zusatzinformationen bezüglich Tumorlokalisation und Ausdehnung.

Die Applikation von Kontrastmittel hingegen konnte die Signalgebung der Tumoren und damit den Kontrast zwischen pathologischem und normalem, unverändertem Hirngewebe deutlich verbessern. Von besonderer Bedeutung war diese Signalanhebung in 2 Fällen zur Abgrenzung des intrameatalen und in einem Falle zur Differenzierung des extrameatalen Tumoranteiles bei relativ geringer Größe der untersuchten Akustikusneurinome.

In einem Fall konnte der Tumorrandsaum eines regressiv veränderten Akustikusneurinoms erst nach der KM-Applikation sicher nachgewiesen werden.

5.1.5 Tumoren der Meningen

Untersucht wurden 13 Meningeome: 6 Konvexitätsmeningeome, 3 Keilbeinmeningeome, 2 Olfaktoriusmeningeome und 2 im infratentoriellen Bereich lokalisierte Meningeome.

Die Größe der Tumoren betrug zwischen 1,5 und 7 cm.

5.1.5.1 Meningotheliomatöse Meningeome

6 der untersuchten 12 meningotheliomatösen Meningeome stellten sich auf den T1-gewichteten SE-Bildern hypointens, 5 isointens dar (8. Abb. 10 a).

Die T2-betonen Aufnahmen brachten 10 Meningeome mit hyperintenser Signalgebung, ein Meningeom isointens zur Darstellung.

Auf den T1- bzw. T2-betonen SE-Bildern wiesen 9 Meningeome eine inhomogene Tumorbinnenstruktur auf, eine hypointense Tumorkapsel konnte in 7 Fällen abgegrenzt werden.

Die Differenzierung von Tumor und Ödem war in 3 Fällen möglich, in 3 weiteren Fällen konnte diese Unterscheidung nicht getroffen werden. 2 der vorhandenen 3 liquiden Tumorbestandteile konnten erfaßt werden.

Für 7 Patienten wurde die Mehrfachecho-Sequenz angefertigt, wobei in einem Fall aufgrund ungünstiger Schichtwahl der Tumor nicht erfaßt wurde.

Bei Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz war in 3 Fällen durch eine geringe Kontrastanhebung der Meningeome eine Differenzierung der Tumoren vom umgebenden Hirngewebe möglich und in 3 weiteren Fällen mit deutlichem peritumoralem Ödem bei zunehmender T2-Gewichtung durch das unterschiedliche Relaxationsverhalten eine einfache Unterscheidung von Tumor und Ödem zu treffen (8. Abb. 10 c).

4 Meningeome wurden mit Protonendichte-betonten Bildern untersucht. Alle 4 Meningeome wiesen eine hyperintense Signalgebung auf, wobei in 2 Fällen ein perifokales Ödem von Tumor differenziert werden konnte, während nekrotische Anteile nicht erfaßt wurden.

Die KM-Applikation erfolgte bei 7 Patienten und führte in 2 Fällen zu einer ringförmigen, in 5 Fällen zu einer homogenen Kontrastverstärkung. Die Differenzierung von Tumor, Ödem und Nekrose war in 2 Fällen sicher möglich, in 2 weiteren Fällen die Trennung von Tumor und Ödem (8. Abb. 10 d).

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Der kernspintomographische Nachweis konnte für alle Meningeome sowohl durch die Nativuntersuchung als auch durch die KM-KST erbracht werden. Bei einem zystisch veränderten Meningeom war nach der KM-Gabe eine klare Unterscheidung von Tumor und Nekrose möglich und insbesondere die Beziehung zu den Meningen besser erkennbar, wobei die Mehrfachecho-Abbildungen wegen aufnahmetechnisch bedingter Meßfehler nicht auswertbar waren.

In allen übrigen Fällen ergab sich durch die KM-Gabe zwar ein größerer Kontrast der Tumoren im Vergleich zur Nativ-KST, jedoch keine eigentliche Zusatzinformation.

5.1.5.2 Fibroblastisches Meningeom

Das untersuchte fibroblastische Meningeom stellte sich sowohl auf der T1- als auch auf der T2-betonten Aufnahme als signalarmer bzw. signalfreier runder Bereich dar. Bei T2-Betonung ließ sich in der Umgebung des Tumors ein schmaler hyperintenser Ödemsaum abgrenzen. Auf den Mehrfachecho-SE-Bildern erfuhr der Tumor mit zunehmender Echozeit keine Signal-

änderung, der bereits primär hyperintense Randsaum hingegen wies eine signifikante Signalintensitätszunahme auf.

Auf den Protonendichte-betonten Bildern waren Tumor und Ödem als hyperintense Zonen nicht voneinander unterscheidbar.

Nach der Applikation von Kontrastmittel war auf den T1-betonten SE-Bildern eine minimale Signalanhebung des Tumors erkennbar.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Auffallend für den fibroblastischen Meningeomtyp war die hypointense Tumordarstellung bei Anwendung aller Sequenzen mit Ausnahme der Protonendichte-betonten.

Die Gabe von Kontrastmittel konnte weder die Tumorabgrenzung, noch die Gewebedifferenzierung verbessern.

5.1.5.3 Hämangioperizytom

Das Hämangioperizytom stellte sich auf den T1-betonten SE-Bildern isointens, auf den T2-betonten Bildern hyperintens dar.

Der Tumor war von einer hypointensen Tumorkapsel umgeben und wies bei scharfer Abgrenzung gegen umgebendes Hirngewebe eine inhomogene Binnenstruktur auf.

Bei Anfertigung der Mehrfachecho-Sequenz nahm die Signalintensität des Tumors bei verlängerter Echozeit zu und ermöglichte eine exakte Erfassung der Tumorausdehnung, insbesondere im Bereich der Leptomeningen.

Der Einsatz von Kontrastmittel führte zu einer ausgeprägten, homogenen Signalanhebung des Tumors und der infiltrierten Leptomeningen.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Die T1- und T2-betonten SE-Bilder ermöglichten eine eindeutige Abgrenzung des Tumors gegen umgebendes Hirngewebe.

Die Beziehung des Hämangioperizytops zur Leptomeninx hingegen konnte nur anhand der Mehrfachecho-Untersuchung und der kontrastverstärkten KST diagnostiziert werden.

5.1.6 Gefäßmißbildungen

5.1.6.1 Kavernöse Angiome

Die beiden untersuchten kavernösen Angiome waren parietal und frontotemporal lokalisiert und wiesen eine maximale Ausdehnung von 2 bzw. 3 cm auf.

Ein kavernöses Angiom stellte sich bei Anwendung T1-betonter Sequenzen hypointens, das zweite hyperintens dar.

Die T2-gewichteten Bilder zeigten beide Angiome mit hyperintensere Signalgebung und scharfer Abgrenzung gegen umgebendes Hirngewebe. Eine Verlängerung der Echozeit führte auf den Mehrfachecho-Bildern in einem Fall zu einer Kontrastanhebung des Angiomes, im anderen Fall zu keiner nennenswerten Kontraständerung. In beiden Fällen war die Angiomabgrenzung einfach vorzunehmen.

Die Protonendichte-betonten Bilder brachten ein Angiom hyperintens mit scharfer Begrenzung, das zweite mit gemischter Signalgebung bei unscharfen Randkonturen zur Darstellung.

Die Injektion von Kontrastmittel erfolgte in beiden Fällen und bewirkte keine visuell faßbare Kontraständerung.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Direkte Zusatzinformationen konnten durch die Gabe von Kontrastmittel bei fehlender Signaländerung nicht verzeichnet werden.

5.1.6.2 Arteriovenöse Angiome

Untersucht wurden 2 parietooccipital lokalisierte arteriovenöse Angiome mit einer Größe von 3 bzw. 7 cm. In einem Falle war eine Verlagerung der Mittellinienstrukturen erkennbar.

Die Gefäßkonvolute waren auf den T1- und T2-betonten SE-Bildern bei Blutfluß-bedingt fehlender Signalgebung klar abgrenzbar.

Mehrfachecho-Sequenz, Protonendichte-betonte Sequenz und KM-Applikation wurden nicht vorgenommen.

5.1.7 Hypophysenadenome

Die untersuchten Hypophysenadenome dehnten sich in der Fossa hypophysialis der Sella turcica aus und erreichten eine Größe zwischen 2 und 4 cm.

Auf den T1-betonten SE-Bildern stellten sich die Hypophysenadenome mit isointenser Signalgebung dar.

Die T2-betonten Sequenzen bildeten einen Tumor iso-, 2 Tumoren hyperintens ab, so daß eine Differenzierung von Tumor und Hirngewebe gut, die Abgrenzung gegen den signalreichen Klivus dagegen bei hyperintensiver Signalgebung nicht erkennbar war.

In einem Fall konnten die beiden Arteriae carotides internae, die im Lumen nicht eingeengt von Tumor ummauert waren, aufgrund des Signalausfalls eindeutig differenziert werden.

Auf den in 2 Fällen angefertigten Mehrfachecho-SE-Bildern zeigten die Tumoren bis zu einer Echozeit von 120 msec eine kontinuierliche Signalintensitätszunahme und ließen sich eindeutig abgrenzen.

Zusätzlich war in einem Fall die Differenzierung des Hypophysenstiels, in einem weiteren Fall die Unterscheidung eines zystischen Prozesses in der Keilbeinhöhle aufgrund zunehmender Signalintensität bei verlängerter Echozeit möglich.

Die Applikation von Kontrastmittel erfolgte in 2 Fällen und führte bei einem Tumor zu einer homogenen, wenig ausgeprägten Kontrastanhebung, beim zweiten Tumor zu einer deutlichen, inhomogenen Kontrastmittelanreicherung.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Eine exakte Differenzierung von Tumor und umgebendem normalem Hirngewebe war in gleicher Weise vor und nach der Gabe von Kontrastmittel möglich. Bei kontrastreicher Tumordarstellung konnte durch die Verfügbarkeit von Kontrastmittel keine zusätzliche Information erhoben werden.

5.1.8 Sonstige Tumoren

5.1.8.1 Germinom

Untersucht wurde ein Patient mit einem in der Pinealisregion lokalisierten Germinom mit einer Größe von 3 cm.

Das Germinom ließ sich auf den T1-betonten SE-Bildern bei isointenser Signalgebung nicht eindeutig vom umgebenden Hirngewebe differenzieren. Die T2-betonten SE-Bilder zeigten ein Areal gemischter Signalgebung: Ein hypointenser zentraler Bereich war von einem hyperintensiven Randbezirk umgeben. Die Abgrenzung dieser beiden Strukturen gegeneinander und gegen normales Hirngewebe war eindeutig möglich.

Auf den Mehrfachecho-Bildern zeigte der signalreiche Randbezirk bei langer Echozeit eine Signalzunahme und konnte somit einem peritumoralen Ödem zugeordnet werden. Der Tumor selbst ließ sich auf den späten Echos als signalärmer Bereich unterscheiden.

Auf T1-betonten Bildern erfuhr der primär hypointense, zentrale Bereich nach der KM-Applikation eine signifikante Signalintensitätszunahme und war eindeutig vom Ödem abgrenzbar.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Grundsätzlich konnte nativ durch die T2-gewichteten SE-Bilder und insbesondere durch die Mehrfachecho-Bilder dieselbe Information gewonnen werden wie nach der Gabe von Kontrastmittel, die zu einer direkten, signalreichen Tumordarstellung auf T1-betonten Bildern führte, wobei die Kontrastmittelgabe die Beurteilung von Lokalisation und Ausdehnung des Tumors erleichterte.

5.1.8.2 Metastasen

Untersucht wurde eine Patientin mit überwiegend temporal und parietotemporal lokalisierten multiplen Hirnmetastasen. Es handelte sich dabei um bis zu 5 cm große Filiae eines Adenokarzinoms der Niere.

Die Metastasen und ihr Umgebungsödem ließen sich auf den T1-betonten SE-Bildern als hypo- und hyperintense Areale teilweise scharf abgrenzen.

Die T2-betonten SE-Bilder zeigten den pathologischen Prozeß mit hyperintenser Signalgebung und fingerförmiger Ausdehnung.

Bei beiden Meßverfahren hyperintens dargestellte Bereiche konnten als metastatische Einblutungen zugeordnet werden.

Anhand der Mehrfachecho-Bilder konnten hyperintense Bereiche, die mit wachsender Echozeit an Signalintensität zunahmen, als Ödeme identifiziert, nicht jedoch exakt abgegrenzt werden.

Die Applikation von Kontrastmittel bewirkte keine visuell erkennbare Signalanhebung.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Die Zuordnung signalreicher Zonen als metastatische Einblutungen war bereits durch die T1- und T2-betonten nativen SE-Bilder möglich, die Differenzierung ödematöser Bereiche konnte aufgrund der fingerförmigen Ausdehnung dieser bei T2-Betonung hyperintens Bereiche und aufgrund der Signalintensitätszunahme bei Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz getroffen werden.

Eine weiterführende Gewebedifferenzierung konnte auch durch den Einsatz von Kontrastmittel nicht erfolgen.

5.1.8.3 Sarkoidose

Untersucht wurde ein Patient mit einem annähernd 3 cm großen Sarkoidoseherd im Bereich der linken Kleinhirnhemisphäre.

Der Befund war auf den T1-gewichteten SE-Bildern als diskrete, hypointense, auf den T2-gewichteten SE-Bildern als gering hyperintense Zone erkennbar.

Der Kontrast gegen umgebendes Hirngewebe war gering, die Tumorabgrenzung unscharf.

Die Applikation von Kontrastmittel führte zu einer diskreten Kontrastmittelanreicherung im Tumorbereich.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Der Tumor konnte weder nativ noch nach Kontrastmittelgabe klar abgegrenzt werden. Der Einsatz von Kontrastmittel führte in diesem Fall zu keiner Zusatzinformation.

Im Vergleich zu der gleichfalls vorliegenden CT-Untersuchung mit KM-Gabe war der Nachweis und die Lokalisation des Tumors kernspintomographisch schwieriger zu treffen.

5.1.8.4 Narbe mit alten Einblutungen

Des weiteren wurde eine fragliche tumoröse Raumforderung mit einer Größe von ca. 3 cm kernspintomographisch untersucht. Sie war im Lobus parietalis lokalisiert und konnte histopathologisch als von älteren Blutungen durchsetzte Narbenbildung identifiziert werden.

Kernspintomographisch imponierte der pathologische Prozeß auf den T1-gewichteten Bildern mit iso- bis minimal hypointenser Signalgebung, auf den T2-betonten SE-Bildern als hyperintenser Bereich, der sich über die Dura hinaus bis in die Schädelkalotte erstreckte und deutlich abgrenzbar war.

Die Mehrfachecho-SE-Bilder zeigten bei langer Echozeit Bereiche mit einer dem Liquor ähnlichen Signalintensitätszunahme und Areale verminderter Signalgebung. Die Abgrenzung des Prozesses gegen umgebendes Hirngewebe war unscharf, gegen den Schädelknochen eindeutig vorzunehmen.

Bei der Anwendung Protonendichte-betonter Sequenzen bildete sich der Befund inhomogen mit hyperintenser Signalgebung ab.

Nach der Gabe von Kontrastmittel war keine Signalanhebung des pathologischen Prozesses erkennbar, die Abgrenzung konnte nicht verbessert werden.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Eine Gewebedifferenzierung und eine entsprechende artdiagnostische Zuordnung des kernspintomographischen Befundes konnte weder anhand der Nativuntersuchung noch durch die Anwendung von Kontrastmittel erfolgen.

In diesem Falle konnte der Einsatz von Kontrastmittel keine relevanten Zusatzinformationen bieten.

5.1.8.5 Arachnoidalzyste

Eine im Lobus parietalis befindliche zystische Raumforderung mit einer Größe von ca. 5 cm wurde kernspintomographisch untersucht.

Der zystische Prozeß zeigte sich auf den T1-betonten SE-Bildern mit isointenser Signalgebung und ließ sich jeweils scharf gegen zerebrales Gewebe abgrenzen.

Bei Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz nahm die Signalintensität der Raumforderung mit Verlängerung der Echozeit kontinuierlich zu und wies so ein dem Liquor identisches Kontrastverhalten auf.

Weder ein Tumor noch ein Ödemsaum konnte differenziert werden.

Die Protonendichte-betonten Aufnahmen bildeten den pathologischen Bereich hyperintens und gut umschrieben ab.

Nach der Kontrastmittelgabe fand sich keine Änderung der Signalintensität, auch im Randbereich der Zyste waren keine kontrastmittelanreichernenden Tumoranteile nachweisbar.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Nach KM-Gabe war keine Änderung des kernspintomographischen Befundes zu verzeichnen, aufgrund der fehlenden KM-Aufnahme konnte ein tumoröser Prozeß mit gestörter Blut-Hirn-Schranke ausgeschlossen werden.

5.1.8.6 Parasellärer Tumor

Eine Patientin mit einer ca. 3 cm großen parasellären Raumforderung wurde kernspintomographisch untersucht.

Eine histologische Abklärung des Befundes erfolgte jedoch nicht.

Der Tumor stellte sich auf den T1-betonten SE-Bildern hypointens, auf den T2-betonten Bildern isointens dar und konnte aufgrund des geringen Kontrastes gegen umgebendes Hirngewebe nicht sicher abgegrenzt werden.

Bei Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz war mit zunehmender Echozeit eine

Signalanhebung des Tumors erkennbar und dadurch eine klare Tumordifferenzierung möglich.

Die Protonendichte-betonten SE-Bilder erlaubten eine eindeutige Abgrenzung der homogen hyperintensiven Raumforderung.

Die Applikation von paramagnetischem Kontrastmittel führte zu einer homogenen Signalanhebung vitaler Tumorbereiche.

Die Unterscheidung des Tumors von umgebendem Hirngewebe war kontrastreich möglich, die Differenzierung vom signalreichen Klivus dagegen schwierig.

- Vergleich Nativ- und KM-KST

Die kernspintomographischen Bilder nach KM-Injektion ermöglichten eine kontrastreichere Tumorabgrenzung als die nativen SE-Aufnahmen einschließlich der Mehrfachecho-Aufnahme.

Artdiagnostische Hinweise ergaben sich aus dem positiven Anreicherungsverhalten und der Tumorlokalisation, so daß bei diesem Prozeß am ehesten ein Meningeom anzunehmen ist.

5.1.9 Zusammenfassung der visuellen Ergebnisse

Tumornachweis

- Bei der visuellen Auswertung anhand von T1- und T2-betonten SE-Bildern war kernspintomographisch der Nachweis aller untersuchten intrakraniellen Tumoren möglich.
- Durch die Kontrastmittelgabe konnten im vorliegenden Patientengut keine weiteren Läsionen nachgewiesen werden.

Vergleich T1- und T2-betonter Bilder (nativ) mit Mehrfachecho-Bildern

- Beim Vergleich von T1- und T2-betonten Bildern mit Mehrfachecho-Bildern in 50 Fällen konnten identische Befunde bezüglich der Tumorlokalisation und Ausdehnung sowie der strukturellen Beschaffenheit in 80 % der Fälle getroffen werden.
- In 20 % der Fälle waren diagnostische Zusatzinformationen bei Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz gegeben.

Vergleich T1- und T2-betonter Bilder (nativ) mit Bildern nach Kontrastmittelgabe

- Für 50 Patienten lagen T1- und T2-betonte SE-Bilder nativ und kontrastverstärkt vor. In 56 % der Fälle konnte die KM-Untersuchung den Nativbefund bestätigen, in 44 % der Fälle konnte sie zu einer Erweiterung der diagnostischen Information beitragen.

Vergleich der Mehrfachecho-Bilder mit den Bildern nach Kontrastmittelgabe

- In 88 % der vergleichbaren Fälle waren die Informationen bezüglich Tumorausdehnung und Gewebedifferenzierung bei Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz und von Kontrastmittel identisch.
- Zusatzinformationen mit neuen Gesichtspunkten für die diagnostische Beurteilung konnten durch die Kontrastmittelapplikation in 6 Fällen (12 %) gewonnen werden (Tabelle 2).

Tabelle 2

Artiagnose

Zusatzinformation nach KM-Gabe

Oligodendrogliom WHO III

Differenzierung von Tumor und Ödem

Glioblastom

Differenzierung von Tumor, Ödem und Nekrose

Akustikusneurinome

In einem Fall: Differenzierung von Tumor und
Nekrose

In drei Fällen (ein extrameataler, zwei in-
trameatale Tumoren):

Verbesserte Beurteilbarkeit von Tumorlokali-
sation und Ausdehnung

Möglichkeiten der Gewebedifferenzierung

- Bei 20 Patienten waren Tumor und Ödem, bei 17 Patienten Tumor und Nekrose zu unterscheiden, die Ergebnisse der verschiedenen Verfahren sind in der nachfolgenden Tabelle 3 wiedergegeben.

Die Prozentzahlen beziehen sich auf die Gesamtzahl der mit der jeweiligen Untersuchungssequenz bzw. mit Kontrastmittel dargestellten tumoriösen, ödematösen und nekrotischen Strukturen.

- Die Unterscheidung von Tumor und Ödem mittels Protonendichte-betonter Bilder konnte in 3 der untersuchten 5 Fälle getroffen werden, die Trennung von Tumor und Nekrose war in 4 der untersuchten 9 Fälle möglich. Auf Angaben in Prozentzahlen wurde wegen der geringen Fallzahl verzichtet.

Tabelle 3

Differenzierung von	T1- und T2- betonte B.	ME- Bilder	KM- Bilder	n
Tumor und Ödem	25 %	88 %	94 %	20
Tumor und Nekrose	62 %	85 %	100 %	17

Vergleich der Kernspintomographie nativ und nach KM-Gabe für verschiedene Tumorgattungen

- Tabelle 4 zeigt einen Vergleich der verschiedenen Untersuchungssequenzen untereinander bezüglich der Beurteilung von Tumorlokalisation, Ausdehnung und Struktur.

Des weiteren stellt sie die Wertigkeit der Kernspintomographie mit und ohne Kontrastmittel gegenüber.

Die zugrundeliegenden Beurteilungskriterien wurden wie im folgenden angeführt verschlüsselt, wobei auch Zwischenstufen in die Beurteilung miteinbezogen wurden (1-2, 2-3).

0 = Befund nicht erkennbar

1 = Befund kaum erkennbar

2 = Befund ausreichend erkennbar

3 = Befund optimal dargestellt

"=" = Keine Zusatzinformation im Vergleich zur Nativ-KST

+

= KM-KST ist besser als Nativ-KST, Zusatzinformationen von untergeordneter Bedeutung für die diagnostische Beurteilung.

++

= KM-KST ist besser als Nativ-KST, Zusatzinformationen von zentraler Bedeutung für die diagnostische Beurteilung.

f

= entsprechende Untersuchung wurde nicht angefertigt.

Tabelle 4

Artdiagnose	KST-nativ			KST-KM	Vergleich
	T1-b.	T2-b.	ME-	T1-b.	KM-KST und
	Bilder	Bilder	Bilder	Bilder	Nativ-KST

Astrozytome

WHO I	1	2	2	2-3	+
WHO II	1	2	2	1	=
WHO III	1	2	2-3	3	+

Oligodendrogliome

WHO II	1	2	2	1	=
WHO III	1	2	2-3	3	++

Glioblastome

1	2	2-3	3	++
---	---	-----	---	----

Akustikusneurinome

2	1-2	1-2	3	++
---	-----	-----	---	----

Tumoren der Meningen

2	2	2-3	3	+
---	---	-----	---	---

Germinom

1	2	2-3	3	+
---	---	-----	---	---

kavernöse Angiome

2	2	2	2	=
---	---	---	---	---

Hypophysenadenome

2	2	2	2	=
---	---	---	---	---

Metastasen

1	1-2	1-2	1	=
---	-----	-----	---	---

Sarkoidose

1	1	f	1	=
---	---	---	---	---

Narbe

1-2	1-2	1	1	=
-----	-----	---	---	---

Arachnoidalzyste

1	2	2	2	=
---	---	---	---	---

parasellärer Tumor

2	2	2-3	3	+
---	---	-----	---	---

5.2 Ergebnisse der quantitativen Auswertung

Zur quantitativen Auswertung der einzelnen Meßergebnisse wurden Mittelwerte und ihre Standardabweichungen für Normalgewebe und verschiedene pathologische Strukturen berechnet.

Alle erhobenen Daten beziehen sich auf eine Magnetfeldstärke von 0,35 Tesla und lassen sich nur eingeschränkt mit an anderen Geräten bestimmten Meßergebnissen vergleichen.

T1- und T2-Relaxationszeiten

Liquor, graue und weiße Substanz ließen sich bei relativ geringen Standardabweichungen anhand der T1-Relaxationszeiten weitgehend differenzieren (5.2.1.1 und 5.2.1.3).

Die T2-Relaxationszeiten für Liquor konnten wegen der extrem großen Streubreite bei Anwendung der Mehrfachecho- und ebenso der Doppelecho-Auswertung nicht zur Gewebedifferenzierung herangezogen werden. Des weiteren erlaubten die T2-Relaxationszeiten wegen breiter Überlappungszonen keine sichere Trennung von grauer und weißer Substanz (5.2.2.1 und 5.2.2.3).

Folgende Tumoren wiesen eine im Mittel gegenüber normalem Hirngewebe verlängerte T1- und T2-Relaxationszeit auf:

Astrozytome WHO I bis WHO III, Oligodendrogliome WHO II, Glioblastome, Akustikusneurinome, Germinom, Narbe und parasellärer Tumor. Eine Arachnoidalzyste konnte eindeutig von allen übrigen Tumoren unterschieden werden, da sie wegen ihrer liquiden Beschaffenheit eine dem Liquor analoge, sehr lange T1-Zeit besaß.

Die T2-Zeit der Zyste war bei Auswertung des Doppelechos verlängert, nach der Mehrfachecho-Auswertung im Normbereich für graue und weiße Substanz (5.2.1.2, 5.2.2.2 und 5.2.2.4).

Des weiteren wurden für Metastasen, Oligodendrogliome WHO III, Hypophysenadenome und ein Hämangioperizytom im Mittel eine Verlängerung der T1-Zeit gemessen.

Die T1-Relaxationszeiten von kavernösen Angiomen, meningotheiomatösen und fibroblastischen Meningeomen deckten sich in weiten Bereichen mit denen für normales Gewebe.

Arteriovenöse Angiome dagegen wiesen bei unveränderter Blutflußgeschwindigkeit eine deutlich verkürzte T1-Zeit bei relativ unveränderter T2-Zeit auf (5.2.1.2).

Eine Verlängerung der T2-Zeit konnte für ein kavernöses Angiom bestimmt werden, die Mehrfachecho-Auswertung, nicht jedoch die Doppelecho-Auswertung, ergab auch eine T2-Zeit-Verlängerung für das Hämangioperizytom (5.2.2.2).

Hypophysenadenome, Metastasen, meningotheiliomatöse und fibroblastische Meningeome zeigten T2-Werte im Normbereich (5.2.2.2, 5.2.2.3 und 5.2.2.4).

Die T1- und T2-Relaxationszeiten für Ödem lagen über den Werten für normales Gewebe und waren relativ großen Schwankungen unterworfen. Nekrotische Tumoranteile besaßen deutlich verlängerte T1- und T2-Relaxationszeiten, wobei die T2-Zeiten, die den Mehrfachecho-Messungen entnommen wurden, aufgrund der großen Streuung der Werte nicht berücksichtigt werden konnten (5.2.1 und 5.2.2).

Die Doppelecho-Auswertung und die Mehrfachecho-Auswertung ergaben für die einzelnen Gewebequalitäten unterschiedliche T2-Relaxationszeiten. Die Korrelation dieser auf verschiedene Weise erhobenen T2-Werte mit den entsprechenden Meßwerten für normales Hirngewebe erlaubte dennoch in den meisten Fällen identische Aussagen.

Nach den vorliegenden Ergebnissen gestatten T1- und T2-Relaxationszeiten, gemessen in Millisekunden, keine eindeutige Zuordnung der Tumoren entsprechend ihrer Artdiagnose oder auch ihrer Dignität.

Lediglich arteriovenöse Angiome und eine Arachnoidalzyste konnten mittels der T1- und T2-Relaxationszeiten eindeutig von allen übrigen Raumforderungen differenziert werden.

Signalintensitäten bei Anwendung vorwiegend Protonendichtebetonter Sequenzen

Die Meßwerte der Protonendichtebetonter SE-Bilder stellen relative Signalintensitäten dar, die nur in Form von Quotienten aus den Signalin-

tensitäten des Tumors und Signalintensitäten für graue bzw. weiße Substanz interindividuell vergleichbar sind.

Trotz einer entsprechenden Auswertung war die Differenzierung verschiedener Tumoren nach ihrem Malignitätsgrad oder auch nach ihrer Tumorgattung anhand dieser Quotienten nicht möglich.

Lediglich das fibroblastische Meningeom konnte aufgrund des außerordentlich niedrigen Wertes des Quotienten von den übrigen Tumoren eindeutig unterschieden werden (5.2.3).

Signalintensitäten bei Anwendung vorwiegend T1-betonter Sequenzen vor und nach KM-Applikation

Zur Auswertung dieser T1-betonnen Untersuchung wurde ein Quotient aus der Signalintensität des Tumors nach KM-Gabe und der Signalintensität vor KM-Gabe gebildet.

Diese Quotienten (Q3) lagen für Tumoren mit visuell erkennbarer Signalanhebung deutlich höher als für Tumoren, die nach der Applikation von Kontrastmittel keine Signaländerung zeigten (5.2.4.1). Eine Ausnahme bildete der durchschnittliche Q3-Wert für Oligodendrogliome WHO II, der bei visuell nicht nachvollziehbarer Signalanhebung dennoch relativ hoch lag (5.2.4.1).

Eine zweite T1-betonnte Messung nach KM-Gabe sollte die Änderung der Signalgebung nach KM-Gabe im zeitlichen Verlauf aufzeigen.

Bei relativ geringer vergleichbarer Fallzahl war eine rasche Verringerung der Signalintensität in nicht-autochthonen Hirntumoren wie Meningeomen und Akustikusneurinomen erkennbar.

Hirneigene Tumoren hoher Malignität hingegen zeigten eine langsamere Abnahme der Signalverstärkung (5.2.4.2).

Bei insgesamt geringer Fallzahl kann dieses Ergebnis jedoch nur als ein sich abzeichnender Trend gewertet werden.

Für die kernspintomographische Untersuchung bietet sich also, wie auch der Abbildung 6 (5.2.4.2) zu entnehmen ist, vor allem die Zeitspanne unmittelbar nach KM-Gabe an. Auf diese Weise kann eine Verfälschung der Meßwerte durch bereits wieder abnehmende Kontrastmittelkonzentrationen im untersuchten Gewebe weitgehend vermieden werden.

5.2.1 T1-Relaxationszeiten (nativ)

5.2.1.1 Tabelle 5: Normalbefund

T1-Relaxationszeiten für normales Hirngewebe

	T1	$\bar{G}_{n-1}$	n
Graue Substanz	655	88	35
Weiße Substanz	461	61	38
Liquor	1751	141	17

5.2.1.2 Tabelle 6: Pathologischer Befund

T1-Relaxationszeiten für verschiedene Tumoren

Artidiagnose	T1	$\bar{G}_{n-1}$	n
Astrozytome			
WHO I	1255	334	3
WHO II	1064	232	8
WHO III	1188	179	6
Oligodendrogliome			
WHO II	1158	285	9
WHO III	1000	238	2
Glioblastome	1128	32	4
Akustiksnurinome	969	136	10

Artidiagnose	T1	$\bar{C}_{n-1}$	n
Tumoren der Menigen			
Meningeome			
meningotheliomat.	742	116	10
fibroblastisch	550	-	1
Hämangioperizytom	980	-	1
Germinom	955	-	1
Gefäßmißbildungen			
kavernöse Angiome	755	-	2
arteriovenöse A.	46	4	2
Hypophysenadenome			
azidophile	760	-	1
basophile	1170	-	1
Metastase	1230	-	1
Sarkoidose	*	-	-
Narbe	1403	-	1
Arachnoidalzyste	1920	-	1
Parasellärer Tumor	1590	-	1

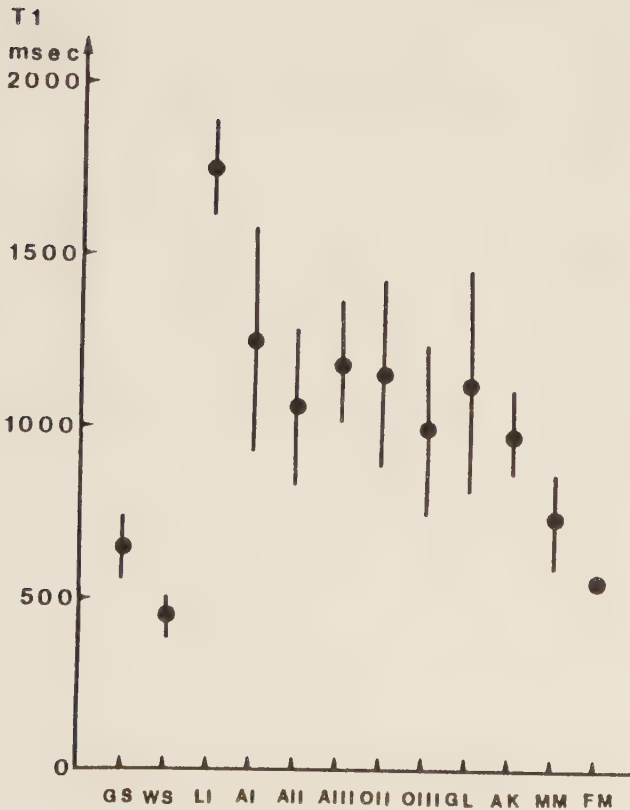
* nicht meßbar

T1-Relaxationszeiten für Ödem und Nekrose

	T1	$\bar{C}_{n-1}$	n
Ödem	1020	295	20
Nekrose	1498	321	13

5.2.1.3 Abbildung 1: T1-Relaxationszeiten

Graue Substanz (GS), weiße Substanz (WS), Liquor (LI), Astrozytome WHO I (AI), Astrozytome WHO II (AII), Astrozytome WHO III (AIII), Oligodendrogliome WHO II (OII), Oligodendrogliome WHO III (OIII), Glioblastome (GL), Akustikusneurinome (AK), meningotheiomatöse Meningeome (MM), fibroblastisches Meningeom (FM)



5.2.1.4 Abbildung 2: T1-Relaxationszeiten

Hämangioperizytom (HÄ), Germinom (GE), arteriovenöses Angiom (AA), kavernöses Angiom (KA), azidophiles Hypophysenadenom (AH), basophiles Hypophysenadenom (BH), Metastase (ME), Narbe (NA), Arachnoidalzyste (AR), parasellärer Tumor (PT), Ödem (ÖD), Nekrose (NE)



5.2.2 T2-Relaxationszeiten (nativ)

5.2.2.1 Tabelle 7: Normalbefund

T2-Relaxationszeiten für normales Hirngewebe

- Doppelecho-Auswertung

	T2	σ_{n-1}	n
Graue Substanz	54	11	35
Weißer Substanz	48	8	38
Liquor	96	52	17

- Mehrfachecho-Auswertung

	T2	σ_{n-1}	n
Graue Substanz	137	23	40
Weißer Substanz	120	15	40
Liquor	1073	853	20

5.2.2.2. Tabelle 8: Pathologischer Befund

T2-Relaxationszeiten für verschiedene Tumoren

- Doppelecho-Auswertung

Artdiagnose	T2	$\bar{G}_{n-1}$	n
Astrozytome			
WHO I	81	28	3
WHO II	80	11	8
WHO III	69	10	6
Oligodendrogliome			
WHO II	72	17	9
WHO III	60	2	2
Glioblastome	65	1	2
Akustikusneurinome	64	7	9
Tumoren der Meningen			
Meningeome			
meningotheiomat.	63	9	10
fibroblastisch	54	-	1
Hämangioperizytom	59	-	1
Germinom	80	-	1
Gefäßmißbildungen			
kavernöse Angiome	65	1	2
arteriovenöse A.	47	4	2
Hypophysenadenome			
azidophiles	49	-	1
basophiles	53	-	1
Metastase	58	-	1

Artidiagnose	T2	Gn-1	n
Sarkoidose	*	-	-
Narbe	78	-	1
Arachnoidalzyste	112	-	1
Parasellärer Tumor	77	-	1

* nicht meßbar

- Mehrfachecho-Auswertung

Artidiagnose	T2	Gn-1	n
Astrozytome			
WHO I	212	83	2
WHO II	274	87	5
WHO III	235	85	6
Oligodendrogliome			
WHO II	212	19	5
WHO III	159	1	2
Glioblastome	192	24	2
Akustikusneurinome	202	50	6
Tumoren der Meningen			
Meningeome			
meningotheliomat.	140	32	6
fibroblastisch	123	-	1
Hämangioperizytom	168	-	1
Germinom	144	-	1

Artdiagnose	T2	$\bar{G}_{n-1}$	n
Gefäßmißbildungen kavernöse Angiome	226	24	2
Hypophysenadenome azidophiles H.	147	-	1
basophiles H.	150	-	1
Metastase	147	-	1
Sarkoidose	*	-	-
Narbe	284	-	1
Arachnoidalzyste	115	-	1
Parasellärer Tumor	187	-	1

* nicht meßbar

T2-Relaxationszeiten für Ödem und Nekrose

- Doppelecho-Auswertung

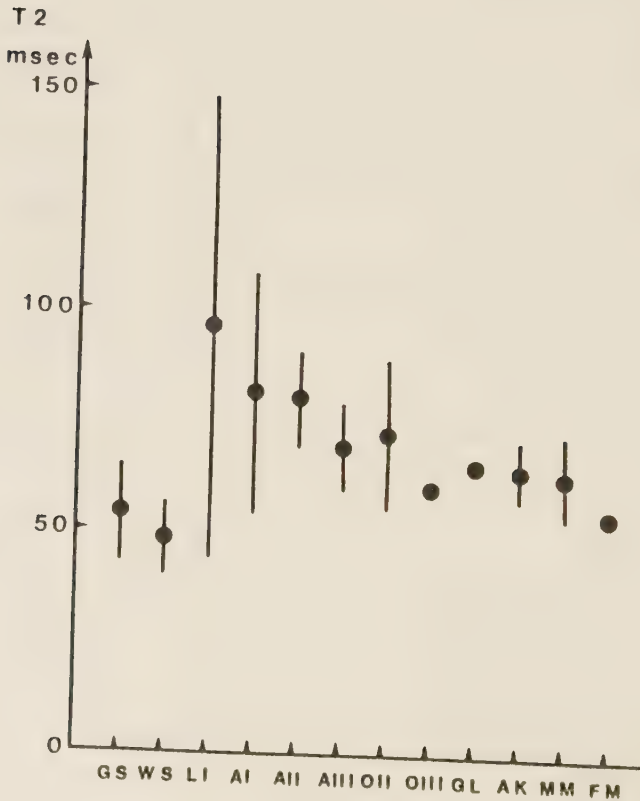
	T2	$\bar{G}_{n-1}$	n
Ödem	73	17	20
Nekrose	87	21	16

- Mehrfachecho-Auswertung

	T2	$\tilde{G}_{n-1}$	n
Ödem	234	85	19
Nekrose	654	473	16

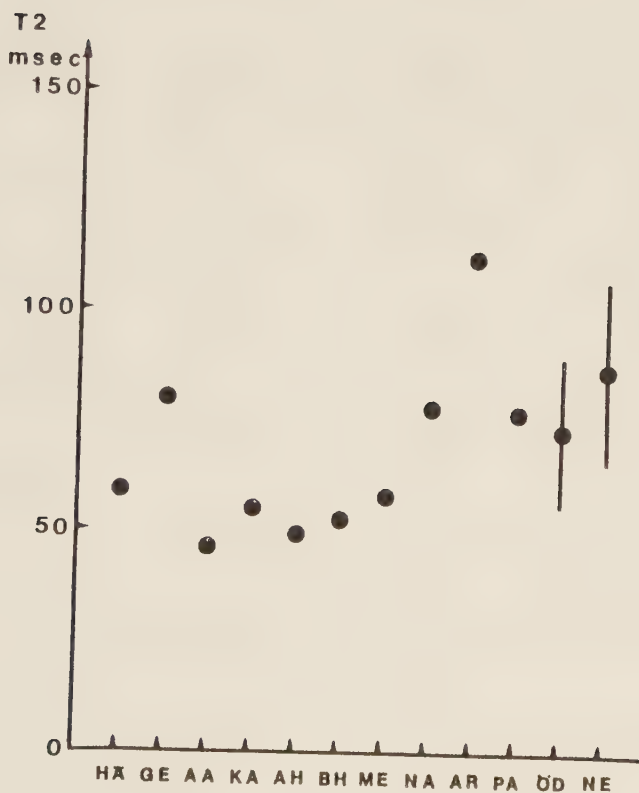
5.2.2.3 Abbildung 3: T2-Relaxationszeiten (Doppelecho-Auswertung)

Graue Substanz (GS), weiße Substanz (WS), Liquor (LI), Astrozytome WHO I (AI), Astrozytome WHO II (AII), Astrozytome WHO III (AIII), Oligodendrogliome WHO II (OII), Oligodendrogliome WHO III (OIII), Glioblastome (GL), Akustikusneurinome (AK), meningotheiomatöse Meningeome (MM), fibroblastisches Meningeom (FM)



5.2.2.4 Abbildung 4: T2-Relaxationszeiten (Doppelecho-Auswertung)

Hämangioperizytom (HÄ), Germinom (GE), arteriovenöses Angiom (AA), kavernöses Angiom (KA), azidophiles Hypophysenadenom (AH), basophiles Hypophysenadenom (BH), Metastase (ME), Narbe (NA), Arachnoidalzyste (AR), parasellärer Tumor (PA), Ödem (ÖD), Nekrose (NE)



5.2.3 Signalintensitäten bei Anwendung vorwiegend Protonendichte- betonter Sequenzen

5.2.3.1 Tabelle 9: Quotient Q1

Im Quotienten Q1 wurde die Signalintensität des Tumors mit der Signalintensität der grauen Substanz korreliert.

$$Q1 = \frac{\text{Signalintensität des Tumors (SI(TU))}}{\text{Signalintensität der grauen Substanz (SI(GS))}}$$

Artidiagnose	$Q1 = \frac{SI(TU)}{SI(GS)}$	$\sqrt{n-1}$	n
Astrozytome			
WHO I	1,34	-	1
WHO II	1,25	0,17	4
WHO III	1,14	0,28	5
Oligodendrogliome			
WHO II	1,20	0,15	5
WHO III	1,30	-	1
Glioblastome	1,10	0,14	2
Meningeome			
meningotheiomat.	1,25	0,11	3
fibroblastisch	0,48	-	1
Gefäßmißbildungen			
kavernöse A.	1,03	0,03	2
Narbe	1,00	-	1
Arachnoidalzyste	1,06	-	1

5.2.3.2 Tabelle 10: Quotient Q2

Im Quotienten Q2 wurde die Signalintensität des Tumors mit der Signalintensität der weißen Substanz korreliert.

$$Q2 = \frac{\text{Signalintensität des Tumors (SI(TU))}}{\text{Signalintensität der weißen Substanz (SI(WS))}}$$

Artdiagnose	$Q2 = \frac{SI(TU)}{SI(WS)}$	$\bar{S}n-1$	n
Astrozytome			
WHO I	1,59	-	1
WHO II	1,55	0,14	3
WHO III	1,42	0,15	5
Oligodendrogliome			
WHO II	1,48	0,16	5
WHO III	1,39	-	1
Glioblastome	1,24	0,21	2
Meningeome			
meningotheliomat.	1,50	0,08	3
fibroblastisch	0,58	-	1
Gefäßmißbildungen			
kavernöse A.	1,25	0,11	2
Narbe	1,32	-	1
Arachnoidalzyste	1,29	-	1

5.2.4 Signalintensitäten bei Anwendung vorwiegend T1-betonter Sequenzen vor und nach KM-Applikation

5.2.4.1 Auswertung der Signalintensitätsmessungen ca. 5 Minuten nach KM-Gabe

Aus den T1-betonnen SE-Messungen wurden Signalintensitäten für soliden Tumor nativ und 5 Minuten nach KM-Gabe bestimmt und im Quotienten Q3 korreliert.

$$Q3 = \frac{\text{Signalintensität des Tumors nach KM (SI(KM))}}{\text{Signalintensität des Tumors nativ (SI(NATIV))}}$$

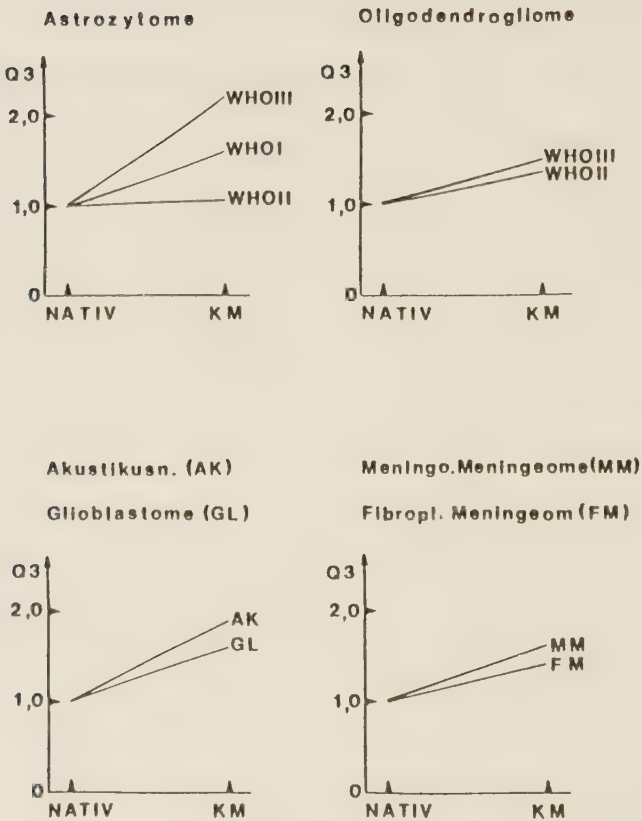
Tabelle 11: Mittelwerte der Einzelquotienten Q3 für verschiedene Tumorgattungen

Artdiagnose	$Q3 = \frac{SI(KM)}{SI(NATIV)}$	$\bar{x}_{n-1}$	n
Astrozytome			
WHO I	1,51	-	1
WHO II	1,06	0,08	4
WHO III	2,22	0,33	2
Oligodendrogliome			
WHO II	1,35	0,36	2
WHO III	1,49	0,02	2
Glioblastome	1,60	-	1
Akustikusneurinome	1,92	0,36	7
Meningeome			
meningotheliomat.	1,67	0,33	7
fibroblastisch	1,39	-	1
Germinom	1,68	-	1

Artidiagnose	$Q3 = \frac{SI(KM)}{SI(NATIV)}$	$\bar{\sigma}_{n-1}$	n
Hypophysenadenome			
azidophiles	1,20	-	1
basophiles	1,54	-	1
Metastase	0,81	-	1
Arachnoidalzyste	0,92	-	1
Parasellärer Tumor	2,0	-	1

Abbildung 5

Signalintensitäten bei Anwendung vorwiegend T1-betonter Sequenzen nativ und 5 Minuten nach Kontrastmittelapplikation korreliert im Quotienten Q3



5.2.4.2 Auswertung einer zweiten, später angefertigten T1-betonten Messung nach KM-Gabe

Für einen Teil der Patienten wurde eine zweite, T1-betonte Messung mit einer unterschiedlich langen zeitlichen Verzögerung x (in min) nach der KM-Gabe angefertigt.

Die diesen Bildern entnommenen Signalintensitäten für Tumorgewebe wurden mit den nativ erhobenen Signalintensitäten für Tumor im Quotienten Q3' in Korrelation gesetzt, auf eine Mittelwertbildung wurde verzichtet.

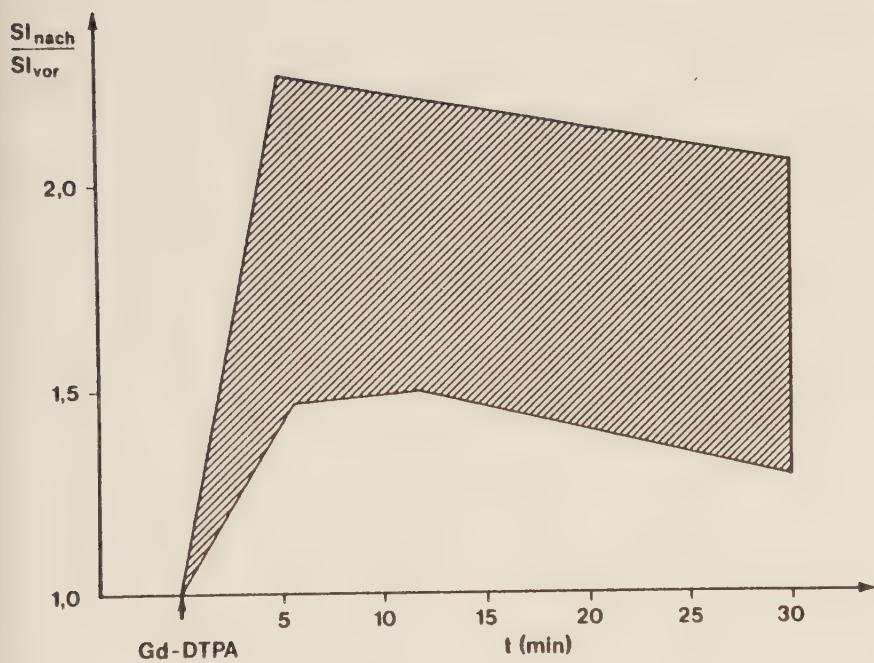
Darüber hinaus wurden die bereits unter 5.2.4.1 beschriebenen Quotienten Q3 ohne Mittelung in die Tabelle 12 aufgenommen.

Tabelle 12: Quotienten Q3 und Q3' ohne Mittelwertbildung.

Artdiagnose	Q3	Q3'	x(min)
Astrozytome			
WHO II	1,14	1,05	27
	1,00	0,94	28
	1,11	1,10	11
WHO III	1,98	1,89	11
	2,45	1,60	11
Oligodendrogliome			
WHO II	1,59	1,61	28
	1,08	1,06	10
WHO III	1,48	1,59	27
Glioblastome	1,60	1,49	28

Artdiagnose	Q3	Q3'	x(min)
Akustikusneurinome	2,08	1,82	29
	1,47	1,71	32
	1,43	2,10	10
	2,11	1,75	38
	2,27	1,63	32
	1,96	1,86	32
	1,55	2,20	30
Meningeome meningotheliomat.	1,81	1,59	32
	1,33	1,04	32
	1,26	1,79	32
	2,12	1,63	29
	1,56	1,60	11
	2,03	1,44	32
	1,57	1,37	23
fibroblastisch	1,39	1,48	10
Germinom	1,68	1,55	11
Hypophysenadenom azidophiles	1,20	1,05	11
Arachnoidalzyste	0,92	0,87	32

Abbildung 6: Kontrastanhebung bei häufigen intrakraniellen Tumoren im zeitlichen Verlauf nach i.v. Gd-DTPA-Applikation



6. Diskussion

Die Kernspintomographie erlangt neben der bereits etablierten Computertomographie als weiteres bildgebendes Verfahren zunehmend Bedeutung in der Abklärung verschiedenster cerebraler Erkrankungen.

Ganz entscheidend ist insofern die genaue Kenntnis der diagnostischen Möglichkeiten dieser Methode.

Für die native KST kann dabei eine hohe Sensitivität bei jedoch geringer artdiagnostischer Aussagekraft in der Untersuchung intrakranieller Tumoren nachgewiesen werden (13, 22, 50).

Zur Verbesserung der relativ geringen Spezifität der KST kommen neben anderen Ansatzpunkten wie der Spektroskopie und der Natrium-Bildgebung vor allem der Ausbau der Nativdiagnostik sowie der Einsatz von paramagnetischem Kontrastmittel in Frage.

In der vorliegenden Studie sollte der diagnostische Nutzen der Nativuntersuchung insbesondere bei Anwendung der Mehrfachecho- und der Protonendichte-betonten SE-Sequenz beurteilt werden.

Schließlich sollte die diagnostische Wertigkeit von nativer und kontrastverstärkter KST gegeneinander abgewägt und spezielle Indikationen erarbeitet werden.

Bei der Diagnostik im Hirnstamm lokalisierter, pilozytischer Astrozytome WHO I kann die Sensitivität der KST in Übereinstimmung mit ähnlichen Ergebnissen von Zimmerman (116) als hoch eingestuft werden. Als besondere Vorteile der KST im Vergleich zur CT erwiesen sich dabei, wie auch in der Literatur beschrieben (11, 22), die fehlende Artefaktbeeinflussung der Bildqualität und die Möglichkeit problemlos multiplanare Projektionen anzufertigen. Insbesondere die sagittale Meßebene erlaubte eine exakte Abgrenzung der Tumurlängsausdehnung im Hirnstamm.

Während der Einsatz spezieller Anregungssequenzen wie der Mehrfachecho-Sequenz und der Protonendichte-betonten Sequenz nicht zu neuen Informationen führte, war bei Anwendung von paramagnetischem Kontrastmittel, belegt in einem Falle, eine partielle Signalanhebung im Tumorbereich erkennbar.

Aufgrund der häufigen Lokalisation pilozytischer Astrozytome im Kleinhirn (118) und als Variante im Hirnstammbereich kann bei entsprechend komplizierten anatomischen Verhältnissen die Kontrastmittelgabe zur ver-

besserten Tumorabgrenzung beitragen und in Analogie zur CT Hinweise auf die Blut-Hirn-Schrankenfunktion und die artdiagnostische Zuordnung des Tumors bieten.

Astrozytome WHO II und Oligodendrogliome WHO II, Tumoren mittlerer Malignität, imponierten auf T1-betonten SE-Bildern in überwiegender Zahl mit hypointenser, auf den T2-betonten SE-Bildern mit hyperintenser Signalgebung und konnten, wie auch Ergebnisse von Brant-Zawadzki (11) zeigen, nicht in verschiedene Gewebequalitäten differenziert werden (8. Abb. 7 a, b). Des weiteren war eine Abgrenzung der Tumoren gegen umgebendes Hirngewebe in den meisten Fällen nur unscharf zu treffen. Diese kernspintomographischen Beobachtungen korrelieren mit dem histopathologisch nachweisbaren Wachstumsverhalten dieser Gliome mittlerer Malignität, die bei diffuser Unschärfe der Begrenzung einen allmählichen Übergang in die gesunde Nachbarschaft aufweisen (58).

Auch die Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz führte bei kaum vorhandener Nekrosebildung und fließendem Übergang zwischen Tumor, Ödem und gesundem Gewebe zu keiner Verbesserung der Gewebedifferenzierung.

In Übereinstimmung mit Untersuchungsergebnissen anderer Arbeitsgruppen (10, 96) war mit einer Ausnahme in allen übrigen Fällen keinerlei visuell faßbare Signaländerung nach der Kontrastmittelapplikation zu verzeichnen (8. Abb. 7 a, c).

Die in einem Falle sehr diskrete, fleckige Signalverstärkung nach Kontrastmittelgabe ist möglicherweise durch eine zu niedrige Dignitätsbeurteilung bei nicht repräsentativem Gewebematerial erklärbar. Wenngleich der Einsatz von Kontrastmittel bei Gliomen WHO II, wie auch aufgrund histopathologischer Wachstumseigenschaften der Tumoren zu erwarten ist, keine zusätzlichen Informationen bezüglich Tumornachweis, Lokalisation und Abgrenzung liefert, ergeben sich in Analogie zur CT durch die fehlende Signalverstärkung vitaler Tumorateile dennoch Informationen über die Blut-Hirn-Schrankenfunktion der Tumoren und ihre artdiagnostische Zuordnung.

Zur Stellung der richtigen Artdiagnose eines Tumors kann des weiteren der Nachweis von Verkalkungsstrukturen beitragen.

Die sichere Abgrenzung von Verkalkungen bereitet jedoch kernspintomographisch selbst bei Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz und bei Kontrastmittelapplikation große Schwierigkeiten, da Verkalkungen kernspin-

tomographisch signalarm zur Darstellung kommen und sich nicht sicher von signalarmen Tumoranteilen bzw. Gefäßen differenzieren lassen.

Die konventionelle CT hingegen eignet sich besser zur Klärung dieser Fragestellung, die vor allem in der Diagnostik von Oligodendrogliomen, Meningeomen und Germinomen von Bedeutung ist.

In eigenen Untersuchungen konnte die Artdiagnose bei 3 der untersuchten 9 Oligodendrogliome computertomographisch aufgrund erkennbarer Verkalkungen gestellt werden, während kernspintomographisch keine sichere Aussage möglich war.

Weil bis zu 70 % aller Oligodendrogliome histologisch Verkalkungen aufweisen (62), stellt die hohe Nachweiswahrscheinlichkeit von verkalkten Strukturen einen deutlichen Vorteil der CT gegenüber der KST dar.

Großhirngliome höherer Malignität, wie Astrozytome WHO III, Oligodendrogliome WHO III und Glioblastome, weisen histologisch neben solidem Tumor häufig nekrotische oder auch ödematöse Bereiche auf (62) und stellen somit hohe Anforderungen an die Gewebedifferenzierung der Untersuchungsmethode.

Bei Anfertigung der nativen Standarduntersuchung mit T1- und T2-betonten SE-Bildern waren alle Raumforderungen kernspintomographisch nachweisbar, eine Trennung von Tumor und Nekrose ließ sich in 75 % der vergleichbaren Fälle aufzeigen, die Unterscheidung von Tumor und Ödem hingegen konnte in keinem der Fälle mit hinreichender Sicherheit getroffen werden.

Diese Probleme, insbesondere in der Abgrenzung von Tumor und Ödem, sind unter anderem auch von Steiner et al (107) beschrieben. Gerade in solchen Fällen bietet sich nach der vorliegenden Untersuchung eine Erweiterung der Nativdiagnostik durch die Mehrfachecho-Sequenz oder auch die Applikation paramagnetischen Kontrastmittels an (8. Abb. 8 a, b, c, d). Durch die Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz kann unter Beibehaltung des nicht-invasiven Charakters der Untersuchung eine deutliche Verbesserung der Gewebedifferenzierung erreicht werden. Die starke T2-Betonung dieser Pulssequenz führt bei einer Echozeit zwischen 150 und 240 msec zu einer signalreichen Darstellung liquider und ödematöser Bereiche, solide Tumoranteile hingegen imponieren mit geringer Signalgebung. Eine Unterscheidung von Tumor und Ödem konnte in 82 % der entsprechenden Fälle, eine Abgrenzung von Tumor und Nekrose in 91 % erfolgen.

Untersuchungen von Rinck (85), der eine kontrastreichere Tumorabgrenzung

und eine verbesserte Differenzierung von Ödem, Nekrose und Blutung bei Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz beschreibt, stehen in Einklang mit den hier erhobenen Ergebnissen.

Die Gabe paramagnetischen Kontrastmittels, als weitere Alternative, führte bei Hirntumoren höherer Malignität zu einer Signalanhebung vitaler Tumoranteile und damit zu einer Verbesserung der Tumorabgrenzung. Sie erlaubte in allen Fällen eine adäquate Differenzierung verschiedener Gewebequalitäten und zeigte dadurch in allen Fällen im Vergleich zu T1- und T2-betonten SE-Bildern diagnostisch relevante Zusatzinformationen auf.

Zusammenfassend können durch die vorliegenden Untersuchungen in der Literatur (95) beschriebene Ergebnisse, die nach Kontrastmittelgabe eine Erleichterung der Demarkation vitalen Tumorgewebes gegenüber gesunder Hirnstrukturen und eine verbesserte Differenzierung von Läsion und Begleitödem beinhalten, bestätigt werden.

Eine Gegenüberstellung von Mehrfachecho-Untersuchung und kontrastverstärkter Untersuchung ergab nach eigenen Ergebnissen Mehrinformationen durch die Applikation von Kontrastmittel in 2 von 9 vergleichbaren Fällen.

Die Vorteile der Kontrastmittelgabe bestanden im wesentlichen in einer detaillierteren Gewebedifferenzierung, die neben einer verbesserten Abgrenzung von Tumor und Ödem auch eine sichere Trennung von Tumor und Nekrose erlaubte.

Bei allen übrigen Gliomen höherer Malignität war nach der Gabe von Kontrastmittel im Vergleich zur Mehrfachecho-Darstellung eine kontrastreichere und direkte Abgrenzung vitaler Tumoranteile erkennbar. Bereiche gestörter Blut-Hirn-Schrankenfunktion konnten differenziert, prinzipiell neue Informationen jedoch nicht erhoben werden.

Die übliche kernspintomographische Routinediagnostik scheint für Gliome höherer Malignität oder andere zystische Prozesse nur unzureichende diagnostische Informationen zu liefern, so daß in diesen Fällen eine eindeutige Indikation für die Kontrastmittelapplikation oder bei Nicht-Verfügbarkeit die Durchführung der Mehrfachecho-Sequenz gegeben ist.

Beim Akustikusneurinom handelt es sich um eine gutartige, verdrängend wachsende Geschwulst, die ihren Ursprung von den Schwannschen Zellen

nimmt und meist nicht, oder nur unwesentlich zur Ausbildung eines perifokalen Ödemes führt (118,58).

Entsprechend kommt es bei der Abklärung von Akustikusneurinomen mittels bildgebender Verfahren neben der Differenzierung verschiedener Tumorstrukturen auch besonders auf den Tumornachweis und seine Abgrenzung an.

In der vorliegenden Studie waren alle Akustikusneurinome bereits bei der Nativuntersuchung mit T1- und T2-betonten SE-Sequenzen nachweisbar.

Wegen der relativ langen T1-Zeit und der mit 2 cm großen durchschnittlichen Tumorausdehnung waren insbesondere extrameatale Neurinomanteile auf den T1-betonten Bildern deutlich von normalem Hirngewebe abgrenzbar. Die Differenzierung intrameataler Tumoranteile war bei geringem Signalunterschied gegen den umgebenden Knochen des Felsenbeins bei T1-Betonung deutlich schwieriger zu treffen. Diese Abgrenzung gelang auf T2-betonten Bildern mit signalreicher Tumordarstellung und signalarm abgebildeten Knochenstrukturen deutlich besser.

Die insgesamt hohe Sensitivität der Nativdiagnostik deckt sich mit Untersuchungsergebnissen von New (80), der eine hohe Nachweiswahrscheinlichkeit der Kernspintomographie in der Diagnostik von Akustikusneurinomen trotz relativ dicker Untersuchungsschichten beschreibt. Einen wesentlichen Beitrag zu der exakten Darstellung von Kleinhirnbrückenwindeltumoren leisten allgemeine Vorzüge der Kernspintomographie, wie zum einen die fehlende Artefaktbeeinflussung der Bildqualität und zum anderen die Möglichkeit problemlos frontale Schichtebenen mit optimaler Darstellung der Tumorbeziehung zum Hirnstamm anzufertigen.

Ähnliche Ergebnisse liegen auch in der Literatur vor (11, 22, 70, et al.).

Die Applikation paramagnetischen Kontrastmittels führte in allen Fällen zu einer deutlichen Kontrastanhebung und ermöglichte eine kontrastreichere Tumorabgrenzung, insbesondere bei intrakanalikulärer Neurinomausdehnung.

Des weiteren war die Differenzierung eines schmalen, soliden Tumoranteiles im Falle eines regressiv veränderten Akustikusneurinomes nur nach der Gabe von Kontrastmittel durchführbar und als wertvolle Zusatzinformation zu werten (8. Abb. 9 a, b, c, d).

Das insgesamt sehr regelmäßige Anreicherungsverhalten von Akustikusneurinomen besitzt, wie auch andere Untersuchungen zeigen (35), große kli-

nische Relevanz. Es ermöglicht eine verbesserte Tumordarstellung und erleichtert die anatomische Zuordnung der Neurinome zu Strukturen des inneren Gehörganges bzw. bei frontaler Untersuchungsebene den Nachweis der Beziehung zum Hirnstamm.

Die bereits erwähnten allgemeinen Vorteile der kernspintomographie in der Diagnostik von Kleinhirnbrückenwinkeltumoren führen zusammen mit der Anwendung von Kontrastmittel zu einer optimalen Darstellung von Akustikusneurinomen.

Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, daß die Kontrastmittelgabe bei der Untersuchung von Akustikusneurinomen eindeutige Vorteile im Vergleich zur erweiterten Nativdiagnostik (Mehrfachecho-Sequenz und Protodichte-betonte Sequenz) liefert. Dies bezieht sich insbesondere auf den Nachweis intrakanalikulär gelegener Akustikusneurinome.

Eigene Ergebnisse weisen im Verein mit Studien anderer Gruppen (35, 95) bereits jetzt darauf hin, daß die KST mit Kontrastmittelapplikation auch im Vergleich zur CT als Methode der Wahl bei der Abklärung von Akustikusneurinomen anzusehen ist.

Diese hohe Sensitivität der kontrastverstärkten KST ist vor allem in der Frühdiagnostik von klinischer Bedeutung, da bei nur intrakanalikulärer Tumorausdehnung vom Operateur der für den Patienten wesentlich schonendere, transtemporale Zugang gewählt werden kann. In der vorliegenden Studie wurde sogar aufgrund des negativen kernspintomographischen Befundes in einem Falle auf jede weitere Therapie verzichtet.

Meningeome zeichnen sich bei der kernspintomographischen Untersuchung auf T1- und T2-betonten SE-Bildern durch relativ geringe Signalintensitätsunterschiede im Vergleich zum umgebenden Hirngewebe aus. Sicherlich mitbedingt durch die mittlere Tumorausdehnung von 4 cm waren in der vorliegenden Untersuchung dennoch alle Tumoren kernspintomographisch bereits nativ nachweisbar (8. Abb. 10 a, b).

Wie Untersuchungen von Zimmerman (117) zeigen, kann bei der Diagnostik kleiner Meningeome der sichere Nachweis Schwierigkeiten bereiten. Auf den T1- und T2-betonten SE-Bildern waren für Meningeome verschiedene Abbildungsmerkmale von differentialdiagnostischer Bedeutung abgrenzbar:

So war in 64 % der Fälle ein hypointenser Tumorrandsaum nachweisbar,

der histopathologisch einer Tumorkapsel (118) oder auch durch Tumorstromwachstum verdrängten Gefäßen entsprechen kann (117).

Dieses Ergebnis korreliert gut mit Ergebnissen von Zimmerman (117), der einen hypointensen Tumorrandsaum in 66 % der Fälle beschreibt. Des weiteren war in 82 % der untersuchten Meningeome eine typische Strukturinhomogenität auf den kernspintomographischen Abbildungen erkennbar.

Die Differenzierung verschiedener Gewebequalitäten anhand T1- und T2-betonter SE-Bilder war für Meningeome relativ häufig möglich: Die Trennung von Tumor und Ödem konnte für 50 % der Meningeome erfolgen, im Vergleich dazu war diese Trennung für keines der untersuchten Gliome höherer malignität zu treffen.

Ursache dafür ist neben dem gut abgrenzbaren, expansiven Tumorstromwachstum (118) wohl die relativ kurze T2-Zeit von Meningeomen, die sich in der Regel von der langen T2-Zeit ödematöser Bereiche trennen läßt (11).

Die Mehrfachecho-Bilder ermöglichen besonders bei langer Echozeit in allen vergleichbaren Fällen eine Unterscheidung von Tumor und Ödem und konnten so zu einer Verbesserung der Gewebedifferenzierung beitragen (8. Abb. 10 c).

Im Falle eines Hämangioperizytomes konnte der Tumor bereits auf den nativen SE-Bildern abgegrenzt werden. Die Beziehung des Tumors zu den Meningen war jedoch nur auf den Mehrfachecho-Bildern bei langer Echozeit und auf den kontrastverstärkten Aufnahmen erkennbar.

Bei einem fibroblastischen Meningeom war bei Anwendung verschiedener Untersuchungssequenzen ein von den anderen Tumoren der Meningen deutlich differentes Signalverhalten festzustellen.

Die signifikante Reduktion der Signalintensität kann, übereinstimmend mit dem histologischen Befund, als Hinweis auf einen hohen Gehalt an fibrotischen und verkalkten Strukturen gedeutet werden (69).

Die Applikation von Kontrastmittel führte in allen Fällen zu einer Signalanhebung vitaler Tumorteile und konnte bei kontrastreicher Tumordarstellung im Vergleich zu nativen T1- und T2-betonnen SE-Bildern die Gewebedifferenzierung, insbesondere die Trennung von Tumor und Ödem, sowie die Beurteilung der Tumorausdehnung erleichtern (8. Abb. 10 d).

Entsprechend ist zur adäquaten kernspintomographischen Abklärung von Meningeomen die Kontrastmittelgabe empfehlenswert oder zumindest, wenn nicht verfügbar, die Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz. Dies gilt vor

allem für die Diagnostik kleiner Meningeome, die, wenngleich im vorliegenden Untersuchungsgut nicht vertreten, sich dem kernspintomographischen Nachweis entziehen können (117).

Bei der Diagnostik von Hypophysenadenomen konnte die Tumorabgrenzung bereits bei Anwendung T1- und T2-betonter Pulssequenzen erfolgen. Die Kernspintomographie weist bei der Untersuchung dieser im Bereich der Sella turcica lokalisierten Tumoren gegenüber der CT bedeutende Vorteile auf. Neben der guten Weichteildifferenzierung und der fehlenden Knochenartefakte trägt dazu auch die Möglichkeit der freien Schichtwahl bei.

Als geeignete Untersuchungsebene erweist sich neben der sagittalen auch die frontale Schnittebene, vor allem was die Beurteilung zu den umgebenden Strukturen insbesondere zu den Arteriae carotides internae betrifft. Bei Ummauerung der Gefäße durch Tumorgewebe kann die Kernspintomographie hinsichtlich des operativen Vorgehens wichtige Informationen liefern, die computertomographisch oder angiographisch nicht in gleicher Weise zu erzielen sind.

Die Erweiterung der Nativdiagnostik führt ebenso wie die Anwendung von Kontrastmittel zu einer signalreichen Tumordarstellung, wobei der diagnostische Nutzen bis jetzt als fraglich angesehen wird. Es ist allerdings vorstellbar, daß die Kontrastmittelgabe zu einer Erleichterung des Nachweises und der Lokalisation von Mikroadenomen beitragen kann.

Gefäßfehlbildungen wie arteriovenöse Angiome und kavernöse Angiome kommen bei der kernspintomographischen Untersuchung in der Regel gut zur Darstellung.

Arteriovenöse Angiome werden, wie auch Ergebnisse von Kucharczyk (64) zeigen, bei hoher Blutflußgeschwindigkeit auf T1- und T2-betonnten SE-Bildern als signalarme Strukturen abgebildet.

Im Falle von kavernösen Angiomen deutet eine hyperintense Signalgebung bei verschiedenen Untersuchungssequenzen auf eine für kavernöse Angiome gelegentlich nachweisbare Einblutung hin.

Die Kontrastmittelapplikation bot ebenso wie die erweiterte Nativdiagnostik für kavernöse Angiome in eigenen Untersuchungen keine Zusatzinformationen und erscheint daher zu ihrer Abklärung nicht indiziert zu sein.

Germinome sind als Keimzelltumoren mit primär extragonadalem Sitz meist in der Pinealisregion lokalisiert (118). Kernspintomographisch können sie auf T1- und T2-betonten Bildern vor allem bei sagittaler Schichtung, wie auch ein Bericht von Brant-Zawadzki (11) zeigt, bereits nativ gut differenziert werden.

Nach eigenen Untersuchungen an einem Fall erbringt die Kontrastmittelapplikation und in ähnlicher Weise auch die Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz eine verbesserte Abgrenzung verschiedener Gewebestrukturen, so daß insbesondere die Kontrastmittelgabe sehr vielversprechend erscheint.

Wie bereits an anderer Stelle erwähnt, sind in Germinomen gelegentlich auftretende Verkalkungen (60) kernspintomographisch nicht so eindeutig nachweisbar wie in der computertomographischen Untersuchung.

Bei der nativen kernspintomographischen Diagnostik von Hirnmetastasen bestehen prinzipiell ähnliche Schwierigkeiten wie für andere, primäre Hirntumoren.

Dabei kommt es neben der Gewebedifferenzierung vor allem bei solitären Metastasen auf den sicheren Ausschluß weiterer Herde an.

In der vorliegenden Studie wurde nur eine Patientin mit multiplen Hirnmetastasen untersucht. Obwohl in diesem Falle die Kontrastmittelanwendung nicht zu Mehrinformationen führte, weisen in der Literatur beschriebene Untersuchungen (18, 28) mit höherer Fallzahl auf Vorteile in der Tumorabgrenzung und im Nachweis nach Kontrastmittelgabe hin. In Analogie zur CT erscheint daher auch in der Kernspintomographie die Kontrastmittelanwendung indiziert zu sein.

Schließlich fällt bei der Betrachtung des kernspintomographisch untersuchten Patientengutes auf, daß pathologische Veränderungen wie Verkalkungen und Vernarbungen aufgrund ihrer relativ geringen Protonendichte und der damit verbundenen niedrigen Signalintensität kernspintomographisch schwierig abgrenzbar sind.

Dies zeigt sich bei einem Fall mit histopathologisch bestätigter, zerebraler Sarkoidose und in ähnlicher Weise in einem Fall mit computertomographischem Verdacht auf einen tumorösen Prozeß, der im histologischen Befund einem Vernarbungsherd mit Einblutungen entsprach.

In solchen Fällen sind jedoch nach der vorliegenden Untersuchung weder durch die erweiterte Nativdiagnostik, noch durch den Einsatz von Kontrastmittel besondere artdiagnostische Vorteile zu erwarten.

Neben der visuellen Auswertung wurden auch große Hoffnungen in die quantitative Auswertung der kernspintomographischen Messungen gesetzt. Eine solche quantitative Erfassung der kernspintomographischen Ergebnisse sowohl nativ als auch nach Kontrastmittelgabe wurden bereits von mehreren Arbeitsgruppen (4, 23, 25, 77, et al.) vorgenommen. Nach eigenen Ergebnissen ist, wie auch von Bydder (23) beschrieben, eine Differenzierung von grauer und weißer Substanz anhand von T1-Relaxationszeiten relativ sicher möglich (5.2.1.1 und 5.2.1.3).

Die T2-Relaxationszeiten hingegen ließen bei einer großen Streubreite der Meßwerte keine exakte Unterscheidung dieser Gewebe zu, wenn auch übereinstimmend mit Ergebnissen von Heindel (48) eine tendentielle Verlängerung der T2-Zeit von grauer gegenüber weißer Substanz zu erkennen war (5.2.2.1 und 5.2.2.3).

Die T1-Relaxationszeiten der meisten intrakraniellen Tumoren wiesen eine Verlängerung gegenüber den Werten für normales Gewebe auf und ermöglichten, wie auch Ergebnisse von Araki (4) zeigen, wegen der breiten Überlappung von Meßwerten keine eindeutige Differenzierung der Tumoren nach ihrem histologischen Typ.

Auch eine Unterscheidung der Tumoren nach dem Grad der Malignität konnte mittels der verschiedenen T1-Relaxationszeiten nicht erfolgen. Für Astrozytome WHO I bis WHO III beispielsweise überlappten die gemessenen T1-Zeiten in weiten Bereichen (5.2.1.2, 5.2.1.3, 5.2.1.4).

Abweichend dazu ist nach Untersuchungen von Araki (4) die T1-Zeitverlängerung für Astrozytome WHO III deutlich ausgeprägter als für Astrozytome WHO II.

Hierbei ist jedoch zu berücksichtigen, daß es sich bei Astrozytomen WHO III oft um Tumoren mit Ringstruktur handelt, deren exakte Messung Schwierigkeiten bereiten kann. Gelegentlich divergieren auch die T1-Zeiten innerhalb eines Tumorrings beim Setzen mehrerer Meßpunkte ganz beträchtlich.

Die T1-Relaxationszeiten von kavernen Angiomen, fibroblastischen und meningotheiomatösen Meningeomen stimmten größtenteils mit den Werten für normales Hirngewebe überein.

Damit gut vereinbar sind Untersuchungsergebnisse von Bydder (25), der bei vorhandenen Überschneidungen für benigne Tumoren generell niedrigere T1-Zeiten bestimmte als für maligne.

Gegen diese pauschale Klassifikation sprechen allerdings die sehr hohen T1-Zeiten von Akustikusneurinomen, die durchaus mit denen maligner Tumoren vergleichbar sind (5.2.1.2, 5.2.1.3, 5.2.1.4).

Die T2-Relaxationszeiten waren nach eigenen Untersuchungen insbesondere für Liquor, Ödem und Nekrose sehr großen Streuungen unterworfen und konnten deshalb kaum gewertet werden.

Die T2-Zeiten der verschiedenen Tumoren erlaubten, wie auch eine Untersuchung von Rinck (85) zeigt, keine artdiagnostische Unterscheidung.

Die T2-Zeitbestimmungen nach der Doppelecho- und Mehrfachecho-Auswertung führten prinzipiell zu vergleichbaren Ergebnissen, keines der beiden Verfahren bot diagnostisch verwertbare Zusatzinformationen (5.2.2). Auch die Signalintensitäten der Protonendichte-betonten Bilder erlaubten, in Quotienten gefaßt, keine adäquate Tumordifferenzierung.

Für intrakranielle Tumoren, bei denen visuell eine deutliche Signalanhebung nach der Kontrastmittelapplikation erkennbar war, konnte auch bei der quantitativen Auswertung eine signifikante Signalintensitätszunahme des vitalen Tumors gemessen werden (5.2.4.1).

Ähnliche Ergebnisse liegen auch von Bydder (23) und Claussen (32) vor. Nachdem die Signalanhebung nach Kontrastmitteldgabe für die verschiedenen Tumoren über eine unterschiedlich lange Zeitspanne erhalten blieb (5.2.4.2), empfiehlt es sich die kernspintomographischen Messungen unmittelbar nach der Kontrastmittelapplikation anzuschließen.

Die quantitative Auswertung der kernspintomographischen Messungen nach unterschiedlichen Parametern muß insgesamt als unbefriedigend bewertet werden. Als Ursachen dafür kommen mehrere Fehlerquellen in Betracht:

So führt neben dem ungünstigen Setzen der Meßpunkte der Partialvolumeneffekt, der unter anderem von der Schichtwahl und der Schichtdicke abhängt, zu Wertverfälschungen bereits innerhalb eines Pixels (77, 105). Auch das Signal-Rausch-Verhältnis schlägt sich in den Relaxationszeiten nieder und kann nur durch Mittelung unter Verschlechterung des Auflösungsvermögens verbessert werden.

Eine der wichtigsten Ursachen für fehlerhafte Meßwerte scheint die Annahme einer einzelnen exponentiellen Kurve als Grundlage für das Relaxationsverhalten zu sein, da in Wirklichkeit multiexponentielle Kurven dieses Verhalten beschreiben (77, 105).

Mittelungen zur Berechnung der T1- und T2-Relaxationszeiten beruhen außerdem auf nur 2 Signalintensitätsmessungen als Sammelpunkte und können daher nur als Näherungen betrachtet werden (77, 105).

Nach Untersuchungen von Mills (77) ermöglichen die in der vorliegenden Studie ausgewerteten computer-berechneten T1- und T2-Bilder eine relativ exaktere Datenerhebung als andere Auswerteverfahren.

Abschließende Wertung

In der Diagnostik intrakranieller Tumoren erlauben die routinemäßig angefertigten T1- und T2-betonten SE-Bilder in der Regel den Tumornachweis, eine diagnostisch ausreichende Gewebedifferenzierung ist jedoch in vielen Fällen nicht erreichbar.

Während die Protonendichte-betonten Bilder diesbezüglich keine wesentlichen Zusatzinformationen liefern, bietet die Mehrfachecho-Sequenz eine deutliche Erweiterung der diagnostischen Möglichkeiten unter Beibehaltung des nicht-invasiven Untersuchungscharakters.

Des weiteren sind durch die Kontrastmittelapplikation in ca. 12 % der Fälle neue Informationen zu erwarten, wobei dies jedoch abhängig ist vom jeweiligen Tumortyp und von der Lokalisation des Befundes.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen die Anwendung eines paramagnetischen Kontrastmittels vor allem dann angezeigt erscheinen, wenn sich durch die Kontrastmittelgabe die Beurteilbarkeit von Lokalisation und Ausdehnung eines Tumors entscheidend verbessern lassen und wesentliche Zusatzinformationen hinsichtlich der strukturellen Beschaffenheit des Tumors zu erreichen sind.

Abhängig von der Lokalisation eines Tumors ergeben sich aufgrund der besonderen topographischen Verhältnisse konkrete Indikationen im Bereich des Kleinhirnbrückenwinkels und des Hirnstammes und abhängig vom Tumortyp ist mit Zusatzinformationen zu rechnen bei Gliomen höherer Malignität sowie bei Tumoren der Nervenhüllzellen und Meningeomen.

Die Kontrastmittelapplikation beinhaltet prinzipiell, auch im Falle einer fehlenden Signalanhebung, diagnostische Zusatzinformationen hinsichtlich des Vorliegens einer Blut-Hirn-Schrankenstörung und kann daher auch für Gliome niedriger Malignität angezeigt sein.

Wenngleich bis jetzt, wie die eigene Studie in Übereinstimmung mit anderen Untersuchungen (28, 32, 96) zeigt, mit keinen nennenswerten Nebenwirkungen nach Kontrastmittelgabe zu rechnen ist, sollte sich die Anwendung auf die genannten speziellen Indikationen beschränken. Der Einsatz von Gd-DTPA in breiterem Umfang mit weitgefaßter Indikation setzt Erfahrungen an einem größeren Patientengut voraus.

Die quantitative Auswertung kernspintomographischer Messungen kann kaum differentialdiagnostische Hinweise geben und muß derzeit als insgesamt unzureichend bezeichnet werden.

Die vorliegende Studie gibt erste Erfahrungen mit der Anwendung des paramagnetischen Kontrastmittels in der Kernspintomographie wieder.

Endgültige Aussagen über die Wertigkeit von verschiedenen Untersuchungssequenzen und paramagnetischem Kontrastmittel können zum jetzigen Zeitpunkt nicht getroffen werden, weitere Untersuchungen werden den definitiven Stellenwert dieser Alternativen aufzeigen, wenngleich die Kontrastmittelanwendung in den oben genannten Fällen bereits jetzt sinnvoll und nutzbringend erscheint.

7. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurden 74 Patienten mit Verdacht auf einen tumorösen intrakraniellen Prozeß kernspintomographisch untersucht, in 50 Fällen kam Kontrastmittel zur Anwendung.

Die Kernspintomographie erwies sich dabei bereits bei Anwendung T1- und T2-betonter Sequenzen ohne Kontrastmittelapplikation als ein nicht-invasives Verfahren mit hoher Sensitivität.

Probleme in der artdiagnostischen Zuordnung verschiedener pathologischer Veränderungen waren vor allem auf die unzureichende Gewebedifferenzierung auf den T1- und T2-betonnten SE-Bildern zurückzuführen.

Während eine Erweiterung der Nativdiagnostik um die Protonendichte-betonnte Anregungssequenz bei allerdings geringem Beobachtungsgut keine Mehrinformationen ergab, war durch die Anwendung der Mehrfachecho-Sequenz in ca. 20 % der vergleichbaren Fälle eine deutlich verbesserte Unterscheidung verschiedener Gewebequalitäten möglich.

Die Mehrfachecho-Sequenz erscheint wegen der starken T2-Betonung besonders geeignet für die Diagnostik von Zysten und nekrotisch veränderten höhermalignen Tumoren.

Die kernspintomographische Untersuchung mit Kontrastmittelapplikation erleichterte oftmals durch kontrastreiche Darstellung eine Gewebedifferenzierung und beinhaltete in 6 Fällen (12 %) Zusatzinformationen im Vergleich zur Mehrfachecho-Untersuchung.

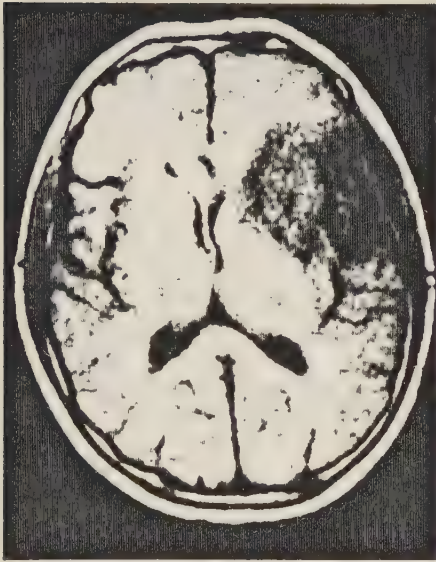
Mehrinformationen konnten zum einen in der Diagnostik von Akustikusneurinomen erreicht werden, da bei diesen nach Kontrastmittelgabe regelmäßig eine ausgeprägte Signalanhebung zu verzeichnen war. Dadurch war die Abgrenzung kleiner Tumoren, vor allem bei intrameataler Ausdehnung einfach vorzunehmen.

Zum anderen konnte der Einsatz von Kontrastmittel bei der Abklärung von Gliomen höherer Malignität zu einer deutlichen Verbesserung der Gewebedifferenzierung beitragen. Die Signalanhebung im Bereich des vitalen Tumorgewebes konnte des weiteren als Hinweis auf den hohen Malignitätsgrad des Prozesses mit Störung der Blut-Hirn-Schrankenfunktion gewertet werden.

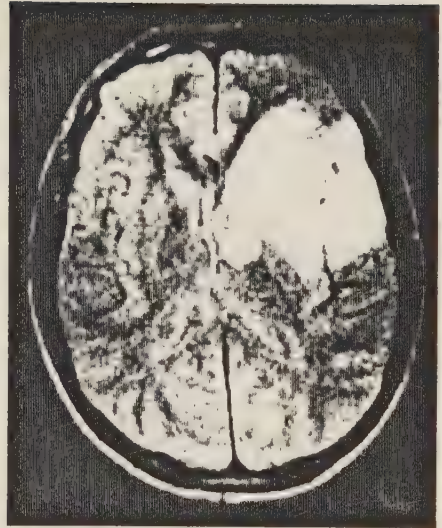
Zusammenfassend scheint die Kontrastmittelanwendung vor allem für Akustikusneurinome, Meningeome und Gliome höherer Malignität indiziert zu sein.

Die quantitative Auswertung der kernspintomographischen Messungen nach unterschiedlichen Parametern ermöglichte weder eine sichere Gewebedifferenzierung noch eine artdiagnostische Trennung verschiedener Tumoren.

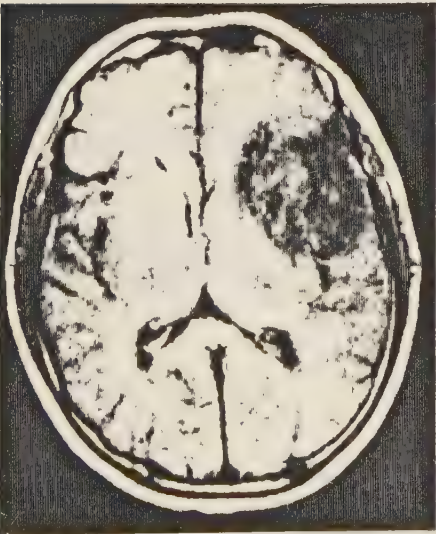
8. Bildlegende



a



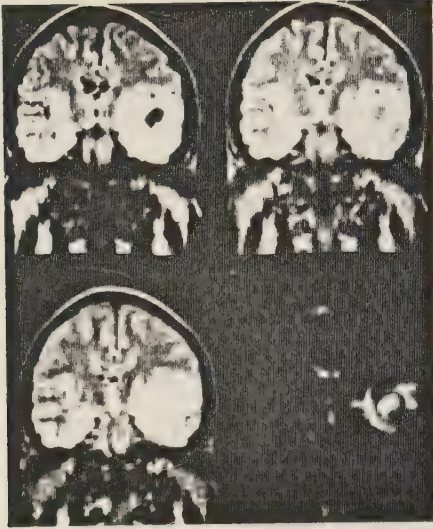
b



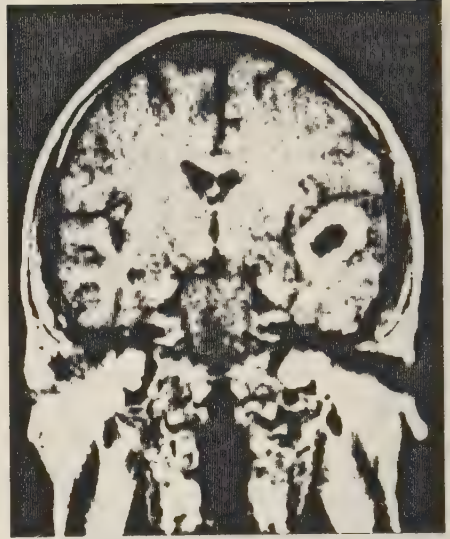
c

Abbildung 7 a - c Astrozytom WHO II

- a) Tumor links-temporal mit verlängerter T1-Zeit (SE TR/TE 400/35 ms).
- b) Tumor mit deutlich verlängerter T2-Zeit im T2-betonten Bild (SE TR/TE 1600/70 ms).
- c) Tumor auf dem T1-betonten Bild nach Gd-DTPA-Applikation (SE TR/TE 400/35 ms).



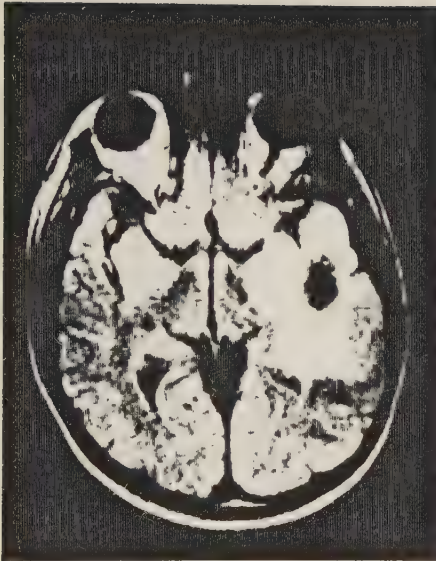
a



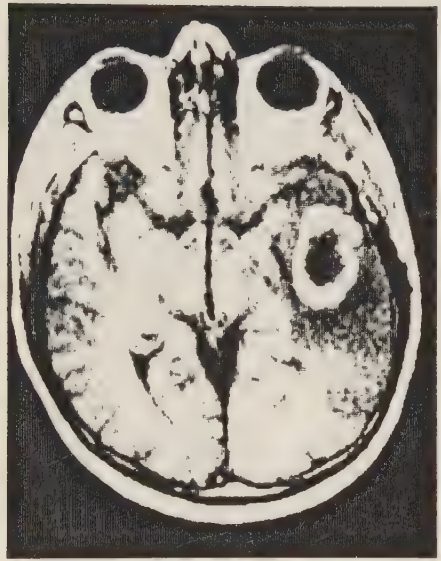
b

Abbildungen 8 a, b Glioblastom WHO IV

- a) Mehrfachecho-Sequenz mit Unterscheidung von zentraler Nekrose (TE 30 ms), ringförmigem Tumorrandbezirk (TE 60 und 240 ms) und peripherem Ödem (TE 240 ms) (SE TR/TE 30, 60, 90, 240 ms).
- b) Frontales T1-betontes Bild mit massiver Kontrastverstärkung des Tumorrandbezirkes nach der Applikation von Gd-DTPA (SE TR/TE 400/35 ms).



c

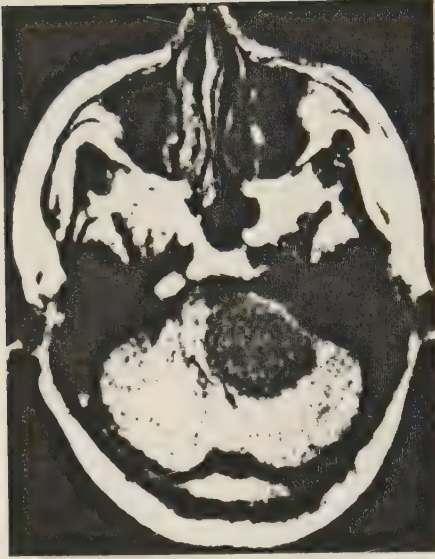


d

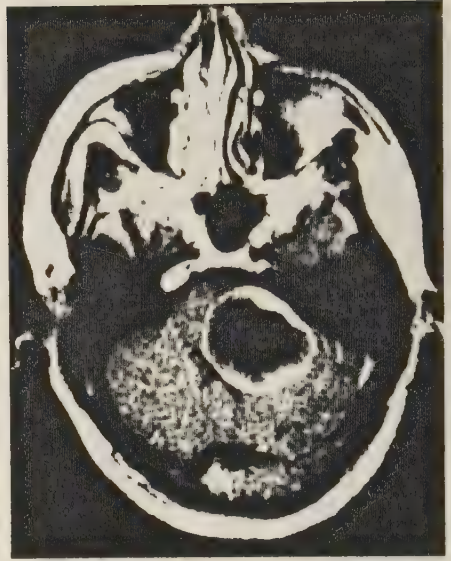
Abbildungen 8 c, d Glioblastom WHO IV

c) Transversales, T2-betontes Bild mit inhomogenem Tumor und unscharf abgrenzbarer Nekrose (SE TR/TE 1600/70 ms).

d) Transversales, T1-betontes Bild mit deutlicher Signalanhebung im Bereich des soliden Tumors nach der Applikation von Kontrastmittel (SE TR/TE 400/35 ms).



a



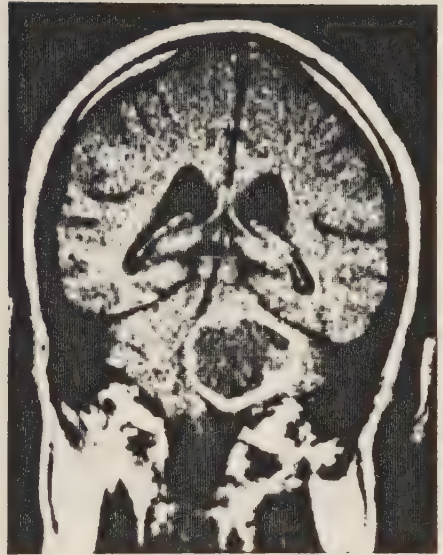
b

Abbildungen 9 a, b Akustikusneurinom

- a) Transversales T1-betontes Bild nativ, keine Darstellung des soliden Tumorrandbezirkes (SE TR/TE 400/35 ms).
- b) Transversales T1-betontes Bild nach KM-Applikation mit ausgeprägter Signalanhebung des Tumors und deutlicher Unterscheidung von zentralen, regressiv veränderten Anteilen (SE TR/TE 400/35 ms).



c

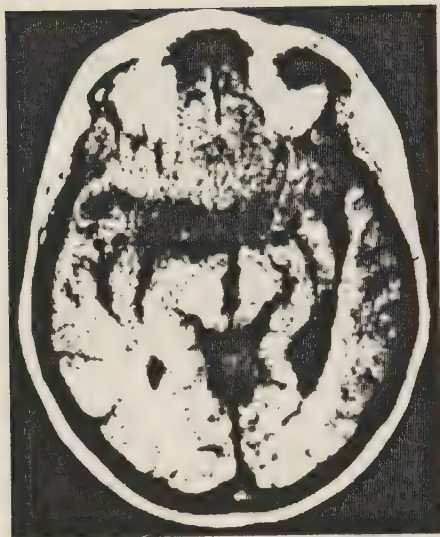


d

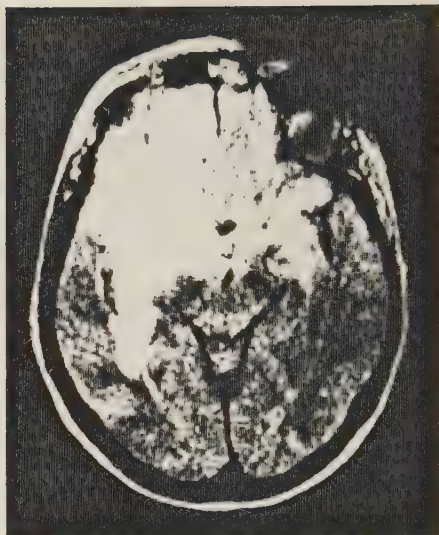
Abbildungen 9 c, d Akustikusneurinom

c) Mehrfachecho-Bild in frontaler Schichtorientierung mit signalreicher Darstellung der Nekrose (SE TR/TE 1600/120 ms).

d) Frontales, T1-betontes Bild nach Gabe von Gd-DTPA (SE TR/TE 400/35 ms).



a



b

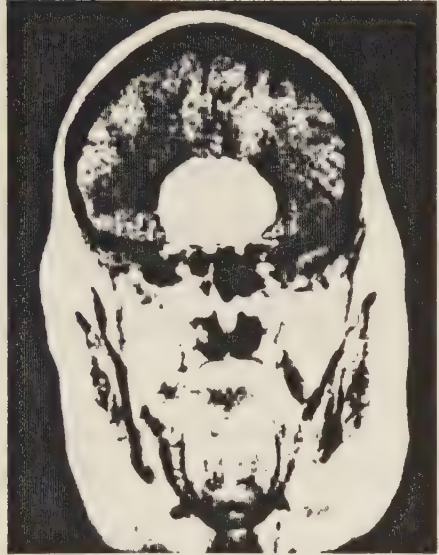
Abbildungen 10 a, b Olfaktoriusmeningeom

a) Tumor auf dem T1-betonten Bild nicht sicher abgrenzbar. Transversale Schicht (SE TR/TE 400/35 ms).

b) T2-betontes Bild, Tumor nur indirekt durch umgebendes Ödem dargestellt. Transversale Schichtorientierung (SE TR/TE 1600/70 ms).



c



d

Abbildungen 10 c, d Olfaktoriusmeningeom

- c) Mehrfachecho-Sequenz, indirekte Tumordarstellung, massives Ödem mit hoher Signalintensität aufgrund langer T2-Zeit gut abgebildet (SE TR/TE 1600/210 ms).
- d) Frontale Schicht, deutliche Signalanhebung des Tumors nach Gd-DTPA-Injektion auf dem T1-betonten Bild (SE TR/TE 400/35 ms).

9. Literaturverzeichnis

- (1) J. Aaron, P.F.J. New, R. Strand, P. Beaulien, K. Elmden and T.J. Brady
NMR Imaging in Temporal Lobe Epilepsy Due to Gliomas
Journal of Computer Assisted Tomography 8 (4): 608 - 613, August 1984
- (2) N.P. Alazraki, M.D., P.O. Alderson, M.D., W. Eckelman, Ph.D., S. Larson, M.D., R.G. Robinson, M.D., and H. Wagner, M.D.
Nuclear Medicine Imaging
Investigative Radiology 19: 70 - 77, May/June 1984
- (3) M. Anderson
Nuclear magnetic resonance imaging and neurology
British Medical Journal 284: 1359 - 1360, 8 May 1982
- (4) T. Araki, M.D., T. Inouye, Ph.D., H. Suzuki, M.Sc., T. Machiada, M.D., M. Iio, M.D.
Magnetic Resonance Imaging of Brain Tumors: Measurement of T1
Work in Progress
Radiology 150: 95 - 98, (1984)
- (5) G.T. Augustyn, M.D., J.A. Scott, M.D., E. Olson, M.D., R.L. Gilmore, M.D., M.K. Edwards, M.D.,
Cerebral Venous Angiomas: MR Imaging
Radiology 1985, 156: 391 - 395
- (6) R. Bauer, U. Bauer, O. Lauer, H.W. Pabst, A.E. Trappé und H. Gräfin von Einsiedel
Kernspin-Tomographie Grundlagen und erste klinische Ergebnisse im Bereich des Schädels
Fortsch. Med. 101 (40) 1803 - 1814, Oktober 1983
- (7) R.G. Bluemm, D. Balériaux, G. Lausberg, J. Brotchi
Initial experience with MR - imaging of intracranial midline-lesions and lesions of the cervical spine at half Tesla
Neurosurg. Rev. 7: 287 - 302, 1984

- (8) P.A. Bottomley, Ph.D., H.R. Hart Jr., Ph.D., W.A. Edelstein, Ph.D., J.F. Schenck, Ph.D., L. Scott, Ph.D., W.M. Leue, B.A., O.M. Mueller, Ph.D., R.W. Redington, Ph.D.
Anatomy and Metabolism of the Normal Brain Studied by Magnetic Resonance at 1.5 Tesla
Radiology 150: 441 - 446, (1984)
- (9) W.G. Bradley, Jr., M.D., Ph.D., V. Waluch, M.D., Ph.D., R.A. Yadley, M.D., R.R. Wycoff, M.D.
Comparison of CT and MR in 400 Patients with Suspected Disease of the Brain and Cervical Spinal Cord
Radiology 152: 695 - 702, (1984)
- (10) D.G. Bragg
Cancer: Progress and Prospects XVII
Advances in Tumor Imaging
Hospital Practice September 1984: 83 - 98
- (11) M. Brant-Zawadzki, M.D., J.P. Badami, M.D., C.M. Mills, M.D., D. Normann, M.D., T.H. Newton, M.D.
Primary Intracranial Tumor Imaging: A Comparison of Magnetic Resonance and CT
Radiology 150: 435 - 440, 1984
- (12) M. Brant-Zawadzki, H.M. Bartkowski, D.A. Ortendahl, L.H. Pitts, N.M. Hylton, M.C. Nishimura, L.E. Crooks
NMR in Experimental Cerebral Edema: Value of T1 and T2 Calculations
AJNR 5: 125 - 129, March/April 1984
- (13) M. Brant-Zawadzki, P.L. Davis, L.E. Crooks, C.M. Mills, D. Normann, T.H. Newton, P. Sheldon, L. Kaufman
NMR Demonstration of Cerebral Abnormalities: Comparison with CT
AJR 140: 847 - 854, May 1983

- (14) M. Brant-Zawadzki, D.R. Enzmann, R.C. Placone, Jr., P. Sheldon, R.H. Britt, R.C. Brasch, and L.A. Crooks
NMR Imaging of Experimental Brain Abscess: Comparison with CT
AJNR 4: 250 - 253, May/June 1983

- (15) M. Brant-Zawadzki, M.D., D. Normann, M.D., T.H. Newton, M.D., W.M. Kelly, M.D., B. Kjos, M.D., C.M. Mills, M.D., W. Dillon, M.D., D. Sobel, M.D., L.E. Crooks, Ph.D.
Magnetic Resonance of the Brain: The Optimal Screening Technique
Radiology 152: 71 - 77, 1984

- (16) R.C. Brasch, D.E. Nitecki, M. Brant-Zawadzki, D.R. Enzmann, G.E. Wesbey, T.N. Tozer, L.D. Tuck, C.E. Cann, J.R. Ficke, P. Sheldon
Brain Nuclear Magnetic Resonance Imaging Enhanced by a Paramagnetic Nitroxide Contrast Agent: Preliminary Report
AJR 141: 1019 - 1023, November (1983)

- (17) R.C. Brasch, H.-J. Weinmann, G.E. Wesbey
Contrast-Enhanced NMR Imaging: Animal Studies Using Gadolinium-DTPA Complex
AJR 142: 625 - 630, March 1984

- (18) M.A. Brown, Ph.D.
Effects of the Operating Magnetic Field on Potential NMR Contrast Agents
Magnetic Resonance Imaging Vol. 3 pp 3 - 9, 1985

- (19) T.F. Budinger, M.D., Ph.D.
Mögliche medizinische Effekte und Gefährdungen bei NMR Untersuchungen am Menschen
aus Leon Kaufmann, Lawrence E. Crooks: "NMR Tomographie in der Medizin"
Schattauer-Verlag Seite 205 - 228

- (20) F.S. Buonanno, J.P. Kistler, L.D. DeWitt, K.R. Davis, R. DeLaPaz, P.F.J. New, C.T. Burt, and T.J. Brady
Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Central Nervous System Disease
Seminars in Nuclear Medicine 8 (4): 329 - 338, October 1983
- (21) F.S. Buonanno, I.L. Pykett, T.J. Brady, P. Black, P.F.J. New, E.P. Richardson, Jr., W.S. Hinshaw, M. Goldman, G. Pohost, and J.P. Kistler
Clinical Relevance of Two Different Nuclear Magnetic Resonance (NMR) Approaches to Imaging of a Low Grade Astrocytoma
Journal of Computer Assisted Tomography 6 (3): 529 - 535, June 1982
- (22) G.M. Bydder MRCP
Nuclear Magnetic Resonance Imaging of the Brain
British Medical Bulletin 40 (2): 170 - 174, 1984
- (23) G.M. Bydder, D.P.E. Kingsley, J. Brown, H.P. Niendorf, and I.R. Young
MR Imaging of Meningeomas Including Studies With and Without Gadolinium-DTPA
Journal of Computer Assisted Tomographie 9 (4): 690 - 697
July/August 1985
- (24) G.M. Bydder and R.E. Steiner
NMR Imaging of the Brain
Neuroradiology 23: 231 - 240 (1982)
- (25) G.M. Bydder, R.E. Steiner, I.R. Young, A.S. Hall, D.J. Thomas, J. Marshall, C.A. Pallis, N.J. Legg
Clinical NMR Imaging of the Brain: 140 Cases
AJR 139: 215 - 236, August 1982
- (26) G.M. Bydder, A. Whitelaw
Nuclear magnetic resonance imaging of the brain
Archives of Disease in Childhood 58: 401 - 403, 1983

- (27) D.H. Carr
The Use of Proton Relaxation Enhancers in Magnetic Resonance
Imaging Magnetic Resonance Imaging Vol. 3, pp 17 - 25, 1985
- (28) D.H. Carr, J. Brown, G.M. Bydder, R.E. Steiner, H.-J. Weinmann,
U. Speck, A.S. Hall, I.R. Young
Gadolinium-DTPA as a Contrast Agent in MRI: Initial Clinical
Experience in 20 Patients
AJR 143: 215 - 224, August 1984
- (29) D.H. Carr, J. Brown, A.W.-L. Leung, and J.M. Pennock
Iron and Gadolinium Chelates as a Contrast Agents in NMR Imaging:
Preliminary Studies
Journal of Computer Assisted Tomography 8 (3): 385 - 389 June
1984
- (30) D.H. Carr, G.M. Bydder, J. Brown, J.-J. Weinmann, D.J. Thomas, U.
Speck, I.R. Young
Intravenous Chelated Gadolinium-DTPA as a Contrast Agent in NMR
Imaging of Cerebral Tumors
Lancet 1: 484 - 486, March 3, 1984
- (31) B. Chance, Js.Jr. Leigh, S. Eleff, A. Sapega, D. Sokolow,
H. Berkowitz, R. Warnell
31 NMR spectroscopy of animal brain and human limbs.
Acta Radiol. (suppl.) Stockholm, 365: 73 - 77, 1983
- (32) C. Claussen, M. Laniado, E. Kazner, W. Schörner, and R. Felix
Application of contrast agents in CT and MRI (NMR):
their potential in imaging of brain tumors
Neuroradiology 27: 164 - 171 (1985)

- (33) L.E. Crooks, Ph.D., C.M. Mills, M.D., P.L. Davis, M.D., M. Brant-Zawadzki, M.D., J. Hoenninger, M.S.E.E., M. Arakawa, B.S., J. Watts, M.S., L. Kaufman, Ph.D.
Nuclear Magnetic Resonance: Visualization of Cerebral and Vascular Abnormalities by NMR Imaging. The Effects of Imaging Parameters on Contrast
Radiology 144: 843 - 852, September 1982
- (34) L.E. Crooks, Ph.D., D.A. Ortendahl, Ph.D., L. Kaufmann, Ph.D., J. Hoenninger, M.S.E.E., M. Arakawa, B.S., J. Watts, M.S., C.R. Cannon, B.A., M. Brant-Zawadzki, M.D., P.L. Davis, M.D., A.R. Margulis, M.D.
Clinical Efficiency of Nuclear Magnetic Resonance Imaging
Radiology 146: 123 - 128, January 1983
- (35) W.L. Curati, M.D., M. Graif, M.D., D.P.E. Kingsley, M.D., H.P. Niendorf, I.R. Young
Acoustic Neuromas: Gd-DTPA Enhancement in MR-Imaging
Radiology 1986: 158: 447 - 451
- (36) D.L. Daniels, J.F. Schenck, T. Forster, H. Hart, Jr, S.J. Millen, G.A. Meyer, P. Pech, K.A. Shaffer, V.M. Haughton
Surface-Coil Magnetic Resonance Imaging of the Internal Auditory Canal
AJR 145: 469 - 472, September 1985
- (37) J. Dézsy, W. Ladurner, K. Schwarz, L. Wicke
NMR-Bericht über ein neues bildgebendes Diagnoseverfahren
NMR Kernspintomographie
Sonderdruck aus: Österreichische Krankenhaus-Zeitung 24: 13 - 25, 1983
- (38) Farrar, Becker
Pulse and Fourier Transform NMR
Academic Press, New York, London 1971

- (39) R. Felix, M.D., W. Schörner, M.D., M. Laniado, M.D., H.P. Nien-
dorf, M.D., C. Claussen, M.D., W. Fiegler, M.D., P. Speck, Ph.D.
Brain Tumors: MR Imaging with Gadolinium-DTPA
Radiology 1985, 156: 681 - 688

- (40) R. Felix, W. Schörner, M. Laniado und W. Semmler
Kontrastmittel in der magnetischen Resonanztomographie
Fortschr. Röntgenstr. 143, 1 (1985) 9 - 14

- (41) G. Friedmann, E. Büchler, P. Thurn
Ganzkörper-Computertomographie
Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York 1981,
Seite 19 - 27, Seite 36/37, Seite 41 - 69

- (42) M. Galanski, R. Mewe, H.J. König, F. Gullotta
Tumoreinblutung mit Spiegelbildung in einem Hypophysenadenom
Fortschr. Roentgenstr. 143,4 (1985) 468 - 469

- (43) D.G. Gadian, J.A. Payne, D.J. Bryant, I.R. Young, D.H. Carr, and
G.M. Bydder
Gadolinium-DTPA as a Contrast Agent in MR Imaging -
Theoretical Projections and Practical Observations
Journal of Computer Assisted Tomography 9 (2): 242 - 251,
March/April 1985

- (44) J.M. Gomori, R.I. Grossman, H.I. Goldberg, L.T. Bilaniuk, R.A.
Zimmerman
Wall of Infundibular Recess: A CT and MR Study
Journal of Computer Assisted Tomography 9 (4): 705 - 707, July,
August 1985

- (45) R.I. Grossman, G. Wolf, D. Biery, J. McGrath, H. Kundel, J. Aronchick, R.A. Zimmerman, H.I. Goldberg, and L.T. Bilaniuk
Gadolinium Enhanced Nuclear Magnetic Resonance Images of
Experimental Brain Abscess
Journal of Computer Assisted Tomography 8 (2): 204 - 207 April
1984

- (46) J.R. Haaga, M.D., R.J. Alfidi, M.D.
Computed Tomography of the Whole Body (Volume One)
The C.V. Mosby Company, St. Louis Toronto 1983

- (47) R.C. Hawkes, G.N. Holland, W.S. Moore, D.M. Kean, and B.S.
Worthington
NMR Tissue Characterization in Intracranial Tumors: Preliminary
Results
AJNR 4: 830 - 832, May/June 1983

- (48) Von W. Heindel und W. Huk
Gewebsdifferenzierung im Bereich des zentralen Nervensystems mit
der Kernspintomographie: erste klinische Erfahrungen
Elektromedica 51, 1983, Heft 1, S. 2 - 6

- (49) R.E. Hendrick, Ph.D., F.D. Newman, M.S., W.R. Hendree, Ph.D.
MR Imaging Technology: Maximizing the Signal-to-Noise Ratio from
a Single Tissue
Radiology 1985, 156: 749 - 752

- (50) B.A. Holland, M.D., M. Brant-Zawadzeki, M.D., D. Norman, M.D.,
T.H. Newton, M.D.
Magnetic Resonance Imaging of Primary Intracranial Tumors: A Re-
view
Int. J. Radiation Oncology Bio. Phys. 11: 315 - 321, 1985

- (51) G.N. Holland, W.S. Moore, and R.C. Hawkes
Nuclear Magnetic Resonance Tomography of the Brain
Journal of Computer Assisted Tomography 4 (1): 1 - 3, February
1980

- (52) M.G. Hueftle, J.S. Han, B. Kaufman, and J.E. Benson
MR Imaging of Brain Stem Gliomas
Journal of Computer Assisted Tomography 9 (2): 263 - 267,
March/April 1985

- (53) H. Huk, W. Heindel, M. Deimling, and E. Stetter
Nuclear Magnetic Resonance (NMR) Tomography of the Central
Nervous System: Comparison of Two Imaging Sequences
Journal of Computer Assisted Tomography 7 (3): 468 - 475, June
1985

- (54) J.A. Jackson, M.D., H.S. Dermann, M.D., R.L. Harper, M.D., M.R.
Willcott, III, Ph.D., J.J. Ford, Ph.D., N.J. Schneiders, M.S.,
J.A. McCrary, III, M.D., A. Kelly, R.N., R.N. Bryan, M.D., Ph.D.
Nuclear Magnetic Resonance Diagnosis of an Anaplastic Astrocytoma
Magnetic Resonance Imaging Vol. 2, pp 227 - 233, 1984

- (55) J.A. Jackson, M.D., N.J. Schneiders, M.S., J.J. Ford, Ph.D., and
R.N. Bryan, M.D., Ph.D.
Improvements in the Clinical Utility of Calculated T_2 Images of
the Human Brain
Magnetic Resonance Imaging Vol. 3, pp 131 - 143, 1985

- (56) M. Jezernik, M. Sentjunc, and M. Schara
Proton Magnetic Resonance Characterization of Brain Tumours
Acta Neurochirurgica 67: 1 - 9, (1983)

- (57) Y.S. Kang and J.C. Gore
Studies of Tissue NMR Relaxation Enhancement by Manganese Dose
and Time Dependences
Investigative Radiology 19 (5): 399 - 407, September-October
(1984)

- (58) E. Kazner, S. Wende, Th. Grumme, W. Lanksch, O. Stockdorph
Springer Verlag Berlin Heidelberg, New York, 1981, 1. Auflage,
Seite: 2 - 16

- (59) D.M. Kean, M.A. Smith, R.H.B. Douglas, C.N. Martyn, and J.J.K. Best
Two Examples of CNS Lipomas Demonstrated by Computed Tomography and Low Field (0.08 T) MR Imaging
Journal of Computer Assisted Tomography 9 (3): 494 - 496, May/June 1985
- (60) D.P. Kilgore, M.D., C.M. Strother, M.D., R.J. Starshak, M.D., V.M. Haughton, M.D.
Pineal Germinoma: MR Imaging
Radiology 1986: 158: 435 - 438
- (61) I.C. Kirikuta, Jr, and V. Simplaceanu
Tissue Water Content and Nuclear Magnetic Resonance in Normal and Tumor Tissues
Cancer Research 35, 1164 - 1167, May 1975
- (62) J.M. Kissane
Andersons Pathologie Volume Two Pages 985 - 1938
The C.V. Mosby Company St. Louis, Toronto, Princeton 1985, Seite 1368 - 1394, 1915 - 1931
- (63) W. Kucharczyk, M.D., M. Brant-Zawadzki, M.D., L. Lemme-Plaghos, M.D., A. Uske, M.D., Bent Kjos, M.D., D.A. Feinberg, Ph.D., D. Norman, M.D.
MR Technology: Effect of Even-Echo Rephasing on Calculated T2 Values and T2 Images
Radiology 1985, 157: 95 - 101
- (64) W. Kucharczyk, M.D., L. Lemme-Plaghos, M.D., A. Uske, M.D., M. Brant-Zawadzki, M.D., G. Doods, M.D., D. Norman, M.D.
Intracranial Vascular Malformations: MR and CT Imaging
Radiology 1985, 156: 383 - 389

- (65) E.C. Lasser, M.D., H.W. Fischer, M.D., and R.C. Brasch, M.D.
Contrast Media
Investigative Radiology 19: 78 - 83, May-June 1984

- (66) R.B. Lauffer, Ph.D., T.J. Brady, M.D.
Preparation and Water Relaxation Properties of Proteins labeled
with Paramagnetic Metal Chelates
Magnetic Resonance Imaging Vol. 3, pp 11 - 16, 1985

- (67) P.C. Lauterbur
Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing
Nuclear Magnetic Resonance
Nature Vol. 242 March 16, 190 - 191

- (68) J.F. Le Bas, J.L. Leviel, M. Decorps, and A.L. Benabid
NMR Relaxation Times from Serial Stereotactic Biopsies in Human
Brain Tumors
Journal of Computer Assisted Tomography 8 (6): 1048 - 1057,
December 1984

- (69) B.C.P. Lee, M.D., M.D.F. Deck, M.D.
Sellar and Juxtasellar Lesion Detection with MR
Radiology 1985, 157: 143 - 147

- (70) B.C.P. Lee, M.D., J.B. Kneeland, M.D., M.D.F. Deck, M.D., P.T.
Cahill, Ph.D.
Posterior Fossa Lesions: Magnetic Resonance Imaging
Radiology 153: 137 - 143, 1984

- (71) B.C.P. Lee, J.B. Kneeland, R.W. Walker, J.B. Possner, P.T.
Cahill, M.D.F. Deck
MR Imaging of Brainstem Tumors
AJNR 6: 159 - 163, March/April 1985

- (72) M. Lenz, H. König, R. Sauter und M. Schrader
Kernspintomographie des Felsenbeins und Kleinhirnbrückenwinkels
Methode und Neuroanatomie
Fortschr. Röntgenstr. 143, 1 (1985) 1 - 8
- (73) A.L. Luiten
Fundamentals of NMR Imaging
Diagn. Imag. clin Med. 53: 4 - 12, 1984
- (74) B.D. McGinnis, T.J. Brady, P.F.J. New, F.S. Buonanno, I.L. Pykett, R.L. DeLaPaz, J.P. Kistler, and J.M. Taveras
Nuclear Magnetic Resonance (NMR) Imaging of Tumors in the Posterior Fossa
Journal of Computer Assisted Tomography 7 (4): 575 - 584 August 1983
- (75) M. Meves, G. Bielke, P.A. Rinck, NMR-Arbeitsgruppe an der DKD, Wiesbaden
NMR-Tomographie des Gehirns bei Anwendung verschiedener Pulssequenzen
Röntgenpraxis 37: 317 - 322, (1984)
- (76) M.A. Mikhael, I.S. Ciric, and A.P. Wolff
Differentiation of Cerebellopontine Angle Neuromas and Meningiomas with MR Imaging
Journal of Computer Assisted Tomography 9 (5): 852 - 856, September, Oktober 1985
- (77) C.M. Mills, M.D., L.E. Crooks, Ph.D., L. Kaufman, Ph.D., M. Brant-Zawadzki, M.D.
Cerebral Abnormalities: Use of Calculated T1 and T2 Magnetic Resonance Images for Diagnosis
Radiology 150: 87 - 94, (1984)

- (78) A. Mironow
Gegenwärtiger Stand der neuroradiologischen Diagnostik von
Kleinhirnbrückenwinkel-Tumoren
Radiologe 24: 493 - 501, 1984
- (79) A.W. Morrison, T.T. King
Space-Occupying Lesions of the Internal Auditory Meatus and
Cerebellopontine Angle
Adv. Oto-Rhino-Laryng. 34: 121 - 142 (Karger Basel 1984)
- (80) P.F.J. New, T.B. Bachow, G.L. Wismer, B.R. Rosen, T.J. Brady
MR Imaging of the Acoustic Nerves and Small Acoustic Neuromas at
0.6 T.: Prospective Study
AJR 144: 1021 - 1026, May 1985
- (81) J.S. Orr, G.M. Bydder, J.M. Pennock and I.R. Young
Nuclear Magnetic Resonance (NMR) in Neoplastic Disease
J Pathology 141: 297 - 307, 1983
- (82) P. Pfannenstiel und M. Meves
NMR-Tomographie. Der Einsatz und Wirtschaftlichkeit
Symposium Wiesbaden Mai 1984, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New
York 1984, Seite 46 - 57
- (83) C.P. Randell, A.G. Collins, I.R. Young, R. Haywood, D.J. Thomas,
M.J. McDonnell, J.S. Orr, G.M. Bydder, R.E. Steiner
Nuclear Magnetic Resonance Imaging of Posterior Fossa Tumors
AJR 141: 489 - 496, September 1983
- (84) herausgegeben von W. Remmele
J. Gärtner, J. Peiffer, H.E. Schäfer, W. Schätzle, J.M. Schröder
Pathologie: 4: Neuropathologie, Sinnesorgane, Muskulatur, Ange-
borene Stoffwechselkrankheiten (S. 247 - 287)
Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo 1984

- (85) P.A. Rinck, M.D., S. Meindl., M.A., H.P. Higer, M.D., E.U. Bieler, M.D., P. Pfannenstiel, M.D.
Brain Tumors: Detection and Typing by Use of CPMG Sequences and
in Vivo T2 Measurements
Radiology 1985, 157: 103 - 106
- (86) S.L. Robbins, M.D., R.S. Cotran, M.D., Vinay Kumar, M.D.
Pathologic Basis of Disease
Third Edition 1984
W.B. Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto, Mexico
City, Rio de Janeiro, Sydney, Tokyo
Seite 1399 - 1410
- (87) L.J. Rubinstein, M.D.
Atlas of Tumor Pathology
Second Series, Fascicle 6
Tumors of the Central Nervous System
Bethesda Maryland 1972
S. 19 - 27, S. 35 - 43, S. 241 - 245
- (88) V.M. Runge, M.D., J.A. Clanton, M.S., RPH, M.A. Forster, Ph.D.,
F.W. Smith, M.B., C.M. Lukehart, Ph.D., M.M. Jones, Ph.D., C.L.
Partain, Ph.D., M.D., and A.E. James, Jr, SCM, JD, M.D.
Paramagnetic NMR Contrast Agents Development and Evaluation
Investigative Radiology 19: 408 - 415, September /October 1984
- (89) V.M. Runge, J.A. Clanton, C.M. Lukehart, C.L. Partain, A.E.
James Jr.
Paramagnetic Agents for Contrast-Enhanced NMR Imaging: A Review
AJR 141: 1209 - 1215, December 1983

- (90) V.M. Runge, J.A. Clanton, A.C. Price, W.A. Herzer, J.H. Allen, C.L. Partain, A.E. James, Jr.
Dyke Award. Evaluation of Contrast-Enhanced MR Imaging in a Brain-Abscess Model
AJNR 6: 139 - 147, March/April 1985
- (91) V.M. Runge, M.D., J.A. Clanton, R.Ph., A.C. Price, M.D., C.J. Wehr, M.D., W.A. Herzer, M.S., C.L. Partain, M.D. and A.E. James, Jr.Sc.M.J.D.M.D.
The Use of Gd-DTPA as a Perfusion Agent and Marker of Blood-Brain Barrier Disruption
Magnetic Resonance Imaging Vol. 3, pp 43 - 55, 1985
- (92) V.M. Runge, M.D., W. Schörner, M.D., H.P. Niendorf, M.D., M. Laniado, M.D., D. Köhler, M.D., C. Claussen, M.D., R. Felix, M.D., A.E. James Jr., ScM., M.D.J.D.
Initial Clinical Evaluation of Gadolinium-DTPA for Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Imaging
Magnetic Resonance Imaging, Vol. 3, pp 27 - 35, 1985
- (93) M.R. Sage
Blood-Brain Barrier: Phenomenon of Increasing Importance to the Imaging Clinician
AJR 138: 887 - 898, May 1982
- (94) W. Scheid, unter Mitarbeit von E. Gibbels, A. Stammeler, R. Ackermann
Lehrbuch der Neurologie
4. neubearbeitete und erweiterte Auflage
Stuttgart, New York: Thieme 1980, S. 320
- (95) W. Schörner, R. Felix, C. Claussen, W. Fiegler, E. Kazner, U. Speck und H.P. Niendorf
Kernspintomographische Diagnostik von Hirntumoren mit dem Kontrastmittel Gadolinium-DTPA
Fortschr. Röntgenstr. 141 (5): 511 - 516 (1984)

- (96) W. Schörner, R. Felix, M. Laniado, L. Lange, H.-J. Weinmann, C. Claussen, W. Fiegler, U. Speck und E. Kazner
Prüfung des kernspintomographischen Kontrastmittels Gadolinium-DTPA am Menschen
Verträglichkeit, Kontrastbeeinflussung und erste klinische Ergebnisse
Fortsch. Röntgenstr. 140,5 (1984), 493 - 500
- (97) W. Schörner, E. Kazner, M. Laniado, C. Sprung, R. Felix
Magnetic resonance tomography (MRT) of intracranial tumors:
Initial experience with the use of the contrast medium
Gadolinium-DTPA
Neurosurg. Rev. 7: 303 - 312 (1984)
- (98) W. Schörner, W. Semmler, R. Felix, M. Laniado, U. Speck, H.P. Niendorf
Zur Wahl der Aufnahmesequenz in der Kontrastmittel-Kernspintomographie: Kontrastverhalten von Hirntumoren nach Gadolinium-DTPA-Anwendung bei unterschiedlichen Spin-Echo-Verfahren
Röntgenpraxis 37, 323 - 326 (1984)
- (99) G. Schroth, A. Thron, K. Voigt
II Abteilung für Neuroradiologie: MRT bei Erkrankungen von Großhirn, Kleinhirn und des Rückenmarkes.
Aus Peter Pfannenstiel und Michael Meves "NMR Tomographie. Der Einsatz und Wirtschaftlichkeit" Seite 30 - 33, Thieme Verlag 1984
- (100) G. Schroth, A. Thron und K. Voigt
Raumforderungen der hinteren Schädelgrube
Vergleich von Magnetresonanztomographie und Computertomographie
Fortschr. Röntgenstr. 141, 6 635 - 641, (1985)

- (101) E. Schultze
Physikalische und technische Grundlagen bei der Anwendung der
Magnet-Resonanz in der radiologischen Diagnostik
Radiologe (1985) 25: 413 - 420
- (102) J.A. Scott, G.T. Augustyn, R.L. Gilmor, J. Mealey, and E.W. Olson
Magnetic Resonance Imaging of a Venous Angioma
AJNR 6: 284 - 286, March/April 1985
- (103) M. Skalej, J.P. Higer, M. Meves, A. Brückner, G. Bielke, S.
Meindl, P.A. Rinck, P. Pfannenstiel
T2-Analyse normaler und pathologischer Strukturen des Kopfes
Digit. Bilddiagn. 5 (1985) 112 - 119
- (104) R.A. Slutsky, M.D., T. Peterson, G. Strich, M.D., J.J. Brown,
M.D.
Hemodynamic Effects of Rapid and Slow Infusions of Manganese
Chloride and Gadolinium-DTPA in Dogs
Radiology 154: 733 - 735, 1985
- (105) M.A. Smith, D.G. Taylor
The absence of tissue specificity in MRI using in vivo T1 or T2
determination: true biological variation of technical artefact?
1986, The British Journal of Radiology, 59, 82 - 83
- (106) U. Speck, H. Gries, E. Klieger, W. Muetzel, W.R. Press and H.J.
Weinmann
New Contrast Media Developed at Schering AG: First Experience
Investigative Radiology, 19: 144, July-August 1984
- (107) R.E. Steiner, G.M. Bydder
Clinical NMR Imaging of the Brain and Cord
Diagn. Imag. clin. Med. 53: 13 - 21 (1984)

- (108) G. Strich, M.D., P.L. Hagan, M.S., K.H. Gerber, M.D., R.A. Slutsky, M.D.
Tissue Distribution and Magnetic Resonance Spin Lattice Relaxation Effects of Gadolinium-DTPA
Radiology 154: 723 - 726, 1985
- (109) T. Carlos
Makropathologie: Lehrbuch und Atlas für Studierende und Ärzte,
6. verbesserte Auflage
Stuttgart, New York: Schattauer, 1983 (Seite 89)
- (110) A. Tripathi, M.D., G.M. Bydder, MRCP, J.M.B. Hughes, FRCP, J.M. Pennock, P.Phil., A. Goatchter, BSc., J.S. Orr, DSc, R.E. Steiner, FRCR, and R.H. Greenspan, M.D.
Effect of Oxygen Tension on NMR Spin-Lattice Relaxation Rate of Blood in vivo
Investigative Radiology 19: 174 - 178, May/June 1984
- (111) H.-J. Weinmann, R.C. Brasch, W.R. Press, G.E. Wesbey
Characteristics of Gadolinium-DTPA Complex: A Potential NMR Contrast Agent
AJR 142: 619 - 624, March 1984
- (112) M.A. Weinstein, M.T. Modic, W. Pavlicek, C.K. Keyser
Nuclear Magnetic Resonance for the Examination of Brain Tumors
Seminars in Roentgenology, Vol. XIX No. 2 (April), 1984
- (113) I.R. Young
Considerations Affecting Signal and Contrast in NMR Imaging
Br Med Bull 40(2): 139 - 147, 1984 Apr.

- (114) I.R. Young, M. Burl, G.J. Clarke, A.S. Hall, T. Plasmore, A.G. Collins, D.T. Smith, J.S. Orr, G.M. Bydder, F.H. Doyle, R.H. Greenspan, R.E. Steiner
Magnetic Resonance Properties of Hydrogen: Imaging the Posterior Fossa
AJR 137: 895 - 901, November 1981
- (115) R.A. Zimmerman, L.T. Bilaniuk, R.I. Grossman, H.I. Goldberg, W. Edelstein, P. Bottomley, and R.W. Redington
Cerebral NMR: diagnostic evaluation of brain tumors by partial saturation technique with resistive NMR
Neuroradiology 27: 9 - 15, 1985
- (116) R.A. Zimmerman, L.T. Bilaniuk, R. Packer, L. Sutton, L. Samuel, M.H. Johnson, R.I. Grossman and H.I. Goldberg
Resistive NMR of brain stem gliomas
Neuroradiology 27: 21 - 25, 1985
- (117) R.D. Zimmerman, C.A. Fleming, L.A. Saint-Louis, B.C.P. Lee, J.J. Manning, M.D.F. Deck
Magnetic Resonance Imaging of Meningiomas
AJNR 6: 149 - 157, March/April 1985
- (118) J.J. Zülch
Histological Typing of Tumours of the Central Nervous System
World Health Organization
Geneva 1979, S. 43 - 62
- (119) K.J. Zülch, E. Christensen
Pathologische Anatomie der raumbeengenden intrakraniellen Prozesse
Springer-Verlag Berlin, Göttingen, Heidelberg 1956
S. 11 - 13, S. 176 - 187, S. 220 - 255, S. 360 - 369, S. 578 - 589

Für die freundliche Unterstützung und die gute Zusammenarbeit möchte ich mich ganz besonders bei Herrn Oberarzt Dr. Bauer sowie Herrn Oberarzt Dr. Bise, Herrn Dr. Krimmel und den Röntgenassistenten der kernspintographischen Abteilung im Klinikum Großhadern recht herzlich bedanken.

10. Lebenslauf

Am 2.11.1961 wurde ich, Maria Anna Valenti, als erstes von drei Kindern dem Ehepaar Johann und Maria Valenti, geb. Königer, in Pfaffenhofen a.d. Ilm geboren.

Meine Kindheit verbrachte ich in Hüll, bei Wolnzach, wo mein Vater bis zum heutigen Tage als Gutsverwalter des Hopfenversuchsgutes tätig ist.

Meine vier Grundschuljahre absolvierte ich in Wolnzach und wechselte dann im Jahre 1972 auf das Schyren-Gymnasium in Pfaffenhofen a.d. Ilm über.

Nach dem Erwerb der allgemeinen Hochschulreife im Jahre 1981, begann ich im November desselben Jahres mein Studium der Medizin an der Ludwig-Maximilians-Universität in München.

Nach der ärztlichen Vorprüfung sowie dem ersten und zweiten Abschnitt der ärztlichen Prüfung konnte ich im Oktober 1986 den praktischen Teil der Ausbildung mit Radiologie als Wahlfach antreten.

